

Markus Roine

## **Tutkimus läsnäoloanturin toteuttamisesta**

**Elektroniikan, tietoliikenteen ja automaation tiedekunta**

Diplomityö, joka on jätetty opinnäytteenä tarkastettavaksi  
diplomi-insinöörin tutkintoa varten Espoossa 1.4.2011.

**Työn valvoja:**

Prof. Raimo Sepponen

**Työn ohjaaja:**

TkL Matti Linnavuo



**Aalto-yliopisto**  
Teknillinen korkeakoulu

Tekijä: Markus Roine

Työn nimi: Tutkimus läsnäoloanturin toteuttamisesta

Päivämäärä: 1.4.2011

Kieli: Suomi

Sivumäärä:6+60

Elektroniikan, tietoliikenteen ja automaation tiedekunta

Elektroniikan laitos

Professuuri: Sovellettu elektroniikka

Koodi: S-66

Valvoja: Prof. Raimo Sepponen

Ohjaaja: TkL Matti Linnavuo

Sovelletun elektroniikan laboratoriossa on kehitetty sänkyanturijärjestelmä potilaan elintoimintojen monitoroimiseksi. Laitetta on suunniteltu käytettäväksi vanhustenhoidon tukena, jossa voitaisiin hyödyntää sen kykyä tunnistaa sängystä poistuminen. Sänkyanturijärjestelmää ei ole vielä kuitenkaan testattu laboratorion ulkopuolella ja sillä haluttaisiin näin ollen suorittaa klinisiä testejä.

Laitteen signaalinkäsittelymenetelmät on todettu kuitenkin puutteellisiksi ja ennen kuin niiden ongelmat on ratkaistu, ei klinisiä testejä ole järkevää aloittaa. Tässä työssä käsiteltiin signaalinkäsittelyssä käytettyjen menetelmien ongelmia analysoimalla niihin vaikuttavia, sekä laitteen sisäisiä että ulkoisia tekijöitä. Samalla saatiin myös parempi kuva siitä, millaisia haasteita hyvän signaalinkäsittelymenetelmän on ratkaistava.

Selvitystyön tuloksien perusteella todettiin, ettei nykyisten menetelmien pelastamiseksi löydy helppoja ratkaisuja, ja näin ollen signaalinkäsittelyssä on harkittava kokonaan uutta lähestymistapaa.

Avainsanat: potilasmonitorointi, vuodeanturi, pietsosähköinen anturi, biolääketieteellinen signaalinkäsittely

Author: Markus Roine

Title: Tutkimus läsnäoloanturin toteuttamisesta

Date: 1.4.2011

Language: Finnish

Number of pages:6+60

Faculty of Electronics, Communications and Automation

Department of Electronics

Professorship: Applied electronics

Code: S-66

Supervisor: Prof. Raimo Sepponen

Instructor: L.Sc. (Tech.) Matti Linnavuo

A bed-sensor system was developed in The Laboratory of Applied Electronics for measuring basic biosignals from a patient. The device is intended to be used in elder care, where its ability to detect the presence of a person lying on the bed was felt to be of practical value to the nursing staff. Currently the device remains untested outside of a controlled laboratory environment. It was decided that the next development phase should thus involve performing clinical tests with the system.

As the sensor system was being prepared for clinical testing, several faults were discovered in its digital signal processing methods. These defects must be attended to, before testing can commence. The subject of this thesis concerns the analysis of these problems and the identification of the factors contributing to them. These are found both in the internal design of the system, as well as the environment (bed and patient) in which the system is placed.

As a result, a better understanding of what challenges the signal processing methods must overcome is achieved. The methods currently in use were found to require extensive redesign. Based on the findings, several suggestions regarding the general design of the system are also presented.

Keywords: patient monitoring, bed-sensor, piezoelectric transducers, biomedical signal processing

## Esipuhe

Tämä diplomityö on tehty opinnäyttöksi Sähkötekniikan korkeakoulun Elektronikan laitokselle Sovelletun elektroniikan tutkimusryhmässä.

Haluan kiittää professori Raimo Sepposta ja TkL Matti Linnavuota työn ohjauksesta, neuvoista sekä mahdollisuudesta työskennellä mielenkiintoisen projektin parissa. Lukuisten teknisten ja käytännön ongelmien ratkaisemisesta kiitokset Kimmo Rajalalle ja Heikki Ruotoistenmäelle.

Otaniemi, 10.3.2011

Markus Roine

# Sisältö

Tiivistelmä	ii
Tiivistelmä (englanniksi)	iii
Esipuhe	iv
Sisällysluettelo	v
Symbolit ja lyhenteet	vi
1 Johdanto	1
2 Aikaisempi tutkimus	2
3 Tutkimusaineisto ja -menetelmät	19
4 Tulokset	43
5 Yhteenveto	46
Viitteet	47
Liite A	51
A Mittaustulokset	51

# Symbolit ja lyhenteet

## Symbolit

$A$	operaatiovahvistimen avoimen silmukan vahvistus
$a$	kiihtyvyys
$B$	magneettivuon tiheys
$b$	kitka
$C$	kapasitanssi
$E, V$	jännite
$\epsilon_0$	sähkövakio/tyhjiön permittiivisyys
$\epsilon_r$	dielektrisyysvakio
$F$	voima
$k$	jousivakio
$L$	induktanssi
$m$	massa
$Q, q$	sähkövaraus
$R$	resistanssi
$r_{xy}$	ristikorrrelaatio
$r_{xx}$	autokorrrelaatio
$\rho_{xy}$	normalisoitu ristikorrrelaatio
$v$	nopeus

## Operaattorit

$\sum_{-\infty}^{\infty}$	Summa kaikkien indeksien yli
$E[X]$	$X$ :n odotusarvo
$Cov(X, Y)$	$X$ :n ja $Y$ :n kovarianssi

## Lyhenteet

AD	analogisesta numeeriseen (analog to digital)
AT	attention
BKG	ballistokardiografia
BT	Bluetooth
DC	tasavirta
FIFO	first in, first out
GSM	Global System for Mobile Communications
MEMS	Micro Electrical Mechanical System
PC	personal computer
PDU	protocol description unit
RLC	resistanssi-induktanssi-kapasitanssi
RS-232	Recommended Standard 232
UART	Universal Asynchronous Receiver & Transmitter

# 1 Johdanto

Tämä työ liittyy Sovelletun elektroniikan laboratorion projektiin, jossa kehitettiin sänkyanturijärjestelmä potilasmonitorointia varten [23]. Se on osa viimeaikaista suuntausta, jossa terveydenhuollon työtaakkaa pyritään keventämään automatisoimalla aikaisemmin ihmisten suorittamia toimenpiteitä. Ikäjakauman kallistuessa yhä enemmän vanhusten puolelle, terveydenhuollon resurssipula tulee kasvamaan merkittävästi, samoin kuin tarve sitä lievittävälle uudelle teknologialle [28].

Suunnitellulla laitteella voidaan kerätä tietoa sängyssä olevan ihmisen tärkeistä elintoiminnoista, kuten sykkeestä ja hengityksestä. Lisäksi sillä pyritään valvomaan liiketilaa ja läsnäoloa sängyssä. Vastaavanlaisia monitorointisovelluksia on olemassa monipuolinen valikoima [6] [22] [37] [27]. Projektin anturijärjestelmän etuina ovat näihin verrattuna mekaaninen yksinkertaisuus, helppo asennettavuus ja edullisuus [23]. Se ei vaadi potilaaseen kiinnitettävää laitteistoa eikä erikoisvalmisteisia tyynyjä tai patjoja. Sen pienikokoinen laitekotelo voidaan kiinnittää sängyn runkoon, jossa se pystyy suorittamaan tarvittavat mittaukset.

Sänkyanturijärjestelmää on toistaiseksi testattu vain laboratorio-olosuhteissa. Sen lisäksi että olosuhteet olivat tarkasti hallittut, koetilanteisiin osallistui normaali-kuntoisia, 22-42 -vuotiaita henkilöitä. Tämä vastaa huonosti järjestelmän todellista kohderyhmää. Projektin jatkokehityksen kannalta olisi parasta, että siitä saataisiin käyttökokemuksia oikeassa toimintaympäristössä ja oikeilla potilailla. Tästä selviäisi mitkä ovat anturijärjestelmän hyödyllisimmät ominaisuudet ja mitä käyttäjät, eli hoitohenkilökunta, oikeasti niiltä tarvitsevat. Laboratoriossa pitkälle viedyssä suunnittelutyössä on vaarana, että hukataan aikaa ja resursseja kehittämällä järjestelmän osia, joille ei lopulta ole oikeaa tarvetta.

Tähän päämäärään tähdäten päätettiin järjestelmä viedä koekäyttöön Kustaan-kartanon vanhustenkeskukseen. Sen kyvystä tunnistaa sängystä poistumiset katsottiin olevan hyötyä sellaisten asukkaiden kohdalla, joille tämä on ilman avustusta vaarallista. Käytön yhteydessä saataisiin myös parempi käsitys siitä, mikä olisi henkilökunnalle sopivin tapa olla vuorovaikutuksessa systeemin kanssa.

Arvioitaessa laitteen toimintakykyä kliinistä testiä varten löydettiin kuitenkin puutteita kriittisissä signaalinkäsittelymenetelmissä. Sängyssä olon tunnistuksen luotettavuus ei ollut sillä tasolla, että sitä olisi järkevää yrittää käyttää oikeisiin tunnistuksiin. Järjestelmän kliininen testaaminen voidaan aloittaa vasta, kun parannuksia saadaan aikaiseksi. On tärkeää, että hoitohenkilökunta kokee järjestelmän hyödylliseksi työkaluksi jo alkuvaiheessa, ja on näin valmis sitä ylipäätään testaamaan.

Tässä työssä arvioidaan nykyisen signaalinkäsittelyn kelpoisuutta sängystä poistumisen tunnistamiseen. Tehtävää lähestytään selvittämällä, mitä ongelmia nykyisen menetelmän käytöllä on ja onko menetelmä ylipäätään riittävä projektin tarpeisiin. Työn kuluessa käydään läpi koko signaalipolku aina antureista tiedonkäsittelyyn ja etsitään mahdollisia ongelmakohtia. Lisäksi käsitellään laitteiston - toistaiseksi vähäiselle huomiolle jääneitä - teknisiä ominaisuuksia ja rajoituksia. Nämä tulevat muun selvitystyön ohella väistämättä vastaan ja tiedoista on jatkossa hyötyä suunnittelutyössä.

## 2 Aikaisempi tutkimus

Tutkimuksen kohteena on siis Sovelletun elektroniikan laboratoriossa kehitetty potilasmonitorointilaite. Pietzosähköisiä kiihtyvyyssantureita käyttäen sen on sänkyyn kiinnitettynä pystyttävä kertomaan joitakin yksinkertaisia elintoimintoihin liittyviä asioita sängyssä makaavan henkilön tilasta. Mittausongelmaa selvennetään tässä luvussa kolmessa osassa: Ensinnäkin on syytä tuntea, miten pietzosähköinen anturi on rakentunut, millä tavalla se tuottaa kiihtyvyyteen verrannollisen sähköisen vasteen ja mitkä tekijät vaikuttavat tämän vasteen suuruuteen. Toiseksi esitellään lyhyesti ihmisen sydämen mekaanista toimintaa ilmentävä ballistokardiogrammi, koska mittalaitteen signaalinkäsittely perustuu siihen. Kolmanneksi itse mittalaite käydään läpi tämän työn kannalta oleellisimmilta osiltaan, painottaen signaalinkäsittelymenetelmiä.

### Pietzosähköinen ilmiö

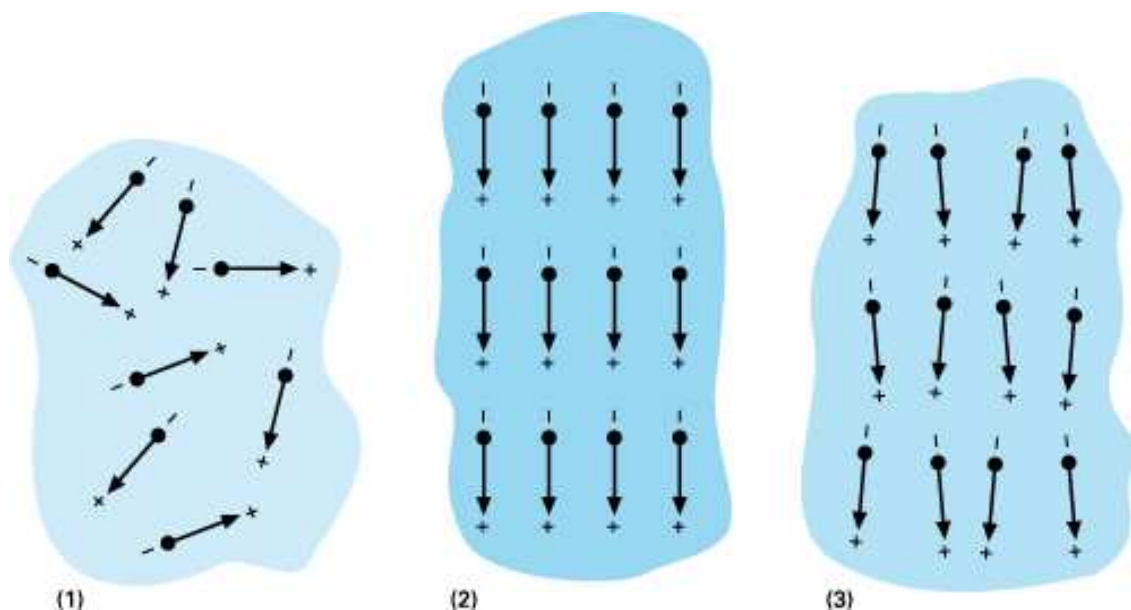
1800-luvun loppupuolella havaittiin tietyissä kiteisissä mineraaleissa ilmiö, jossa mekaanisen voiman kohdistaminen kiteeseen sai aikaan kiteen sähköisen polarisoitumisen. Kiteen puristaminen aiheutti polarisaation vastakkaiseen suuntaan kiteen venyttämiseen verrattuna, ja molemmissa tapauksissa polarisaation voimakkuus oli verrannollinen käytettyyn voimaan. Tämä käyttäytyminen nimettiin pietzosähköiseksi ilmiöksi. Saman ilmiön havaittiin toimivan myös toiseen suuntaan: kiteen sijoittaminen sähkökenttään aiheutti kiteen kutistumisen tai laajenemisen, sähkökentän polariteetista riippuen. Tämä taas nimettiin käänteiseksi pietzosähköilmiöksi. [34]

Pietzosähköiseen ilmiöön liittyvät suuret ovat hyvin pieniä - esim. tyypillinen kide pystyy puristumaan vain joitakin millimetrin murto-osia - mutta niitä pystytään etenkin vahvistuksen avulla käyttämään monenlaisissa hyödyllisissä sovelluksissa. Käänteistä pietzosähköilmiötä hyödyntäen on toteutettu mm. pieniä moottoreita, aktuaattoreita, kaiuttimia sekä ultraäänigeneraattoreita. Vastakkaiseen suuntaan ilmiötä hyödynnetään erilaisissa, pääasiassa mekaanisia voimia mittaavissa sensoreissa. [34]

Nykyään pietzosähköisiä materiaaleja pystytään valmistamaan synteettisesti. Perusaineena käytetään keraameita, joilla on säännöllinen kiderakenne ja joissa yksittäinen hilan elementti käyttäytyy sähködipolin tavoin. Toisin kuin kiteillä, keraameilla ei luonnostaan esiinny pietzosähköistä ilmiötä, koska sen koostavat sähködipolit ovat satunnaisesti suuntautuneet (kuva 1). Altistamalla materiaali valmistusvaiheessa voimakkaalle sähkökentälle, saadaan sähködipolit pysyvästi jäämään samansuuntaisiksi, ja materiaalista tulee pietzosähköinen. Nyt kun materiaaliin kohdistetaan mekaaninen voima, siirtyvät dipolit pois normaalista järjestäytymisnastastaan. Näin materiaalin sisäiset varauksen joutuvat epätasapainoon, ja koko kappaleen yli syntyy sähkövaraus. [34]

Keraamien etuja ovat niiden helppo ja halpa valmistettavuus. Ne eivät myöskään ole niin jäykkä kuin kiteet, jolloin samansuuruinen puristusvoima aiheuttaa keraameissa suuremman jännitteen. Valmistusvaiheessa pystytään myös säätelemään sitä, minkä suuntaisiin voimiin kappale reagoi ja minkä suuntaisia sähkökenttiä voimista

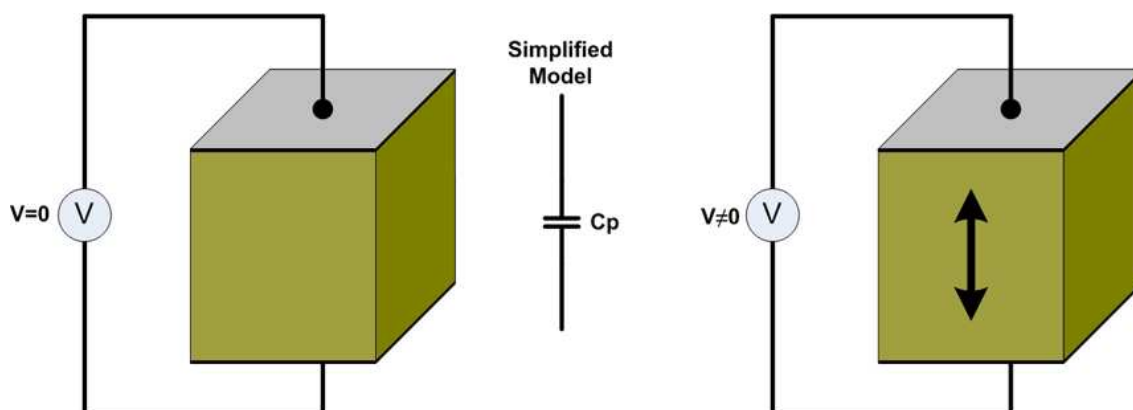




Kuva 1: Keraamin sisäiset sähködipolit ovat tavallisesti järjestäytyneet satunnaisesti. Piettosähköistä materiaalia valmistettaessa keraami kuumennetaan korkeaan lämpötilaan, ja dipolit käännetään ulkoisen sähkökentän avulla yhdensuuntaisiksi. Keraamin jäähtyttyä dipolit jäävät tähän uuteen rakenteeseen. [7]

muodostuu.

Piettosähköiseen kiteeseen silataan metallielektrodit sähkövarauksen poisjohtamista varten. Elektrodien väliin jäävä piettosähköinen materiaali on sähköeriste. Selvästikin nämä osat yhdessä muodostavat kondensaattorin. Piettosähköisiä kiteitä onkin tavallista kuvata virtapiireissä kondensaattorien avulla.[9]



Kuva 2: Piettosähköisen kiteen kondensaattorimalli. Elektrodien väliin jäävä kide toimii sähköeristeenä, jolloin kokonaisuus muistuttaa levykondensaattoria. Kondensaattoriin syntyy varausta, kun kide venyy tai puristuu. [1]

Mekaaninen muodonmuutos synnyttää siis pietsokiteessä varauksen  $Q$ , joka näkyy elektrodien yli mitattuna jännitteenä  $E$ . Tästä päästään tuttuun kondensaatto-

riyhtälöön [48]

$$E = \frac{Q}{C}. \quad (1)$$

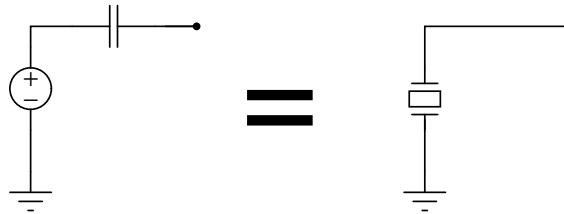
Kapasitanssin yhtälö taas muodostuu eristekappaleen, eli pietsokiteen materiaalin ja geometrinen ominaisuuksien pohjalta.

$$C = \epsilon_r \epsilon_0 \frac{A}{h}, \quad (2)$$

missä  $\epsilon_r$  on dielektrisyysvakio,  $\epsilon_0$  tyhjiön permittiivisyys,  $A$  tahkon pinta-ala ja  $h$  kiteen paksuus. [48]

Nyt kun tiedetään pietsokiteen mitat ja materiaalin dielektrisyysvakio  $\epsilon_r$ , saadaan laskettua sen herkkyys, eli kuinka paljon varausta se tuottaa voiman yksikköä kohden [21].

## Pietsosähköinen anturi



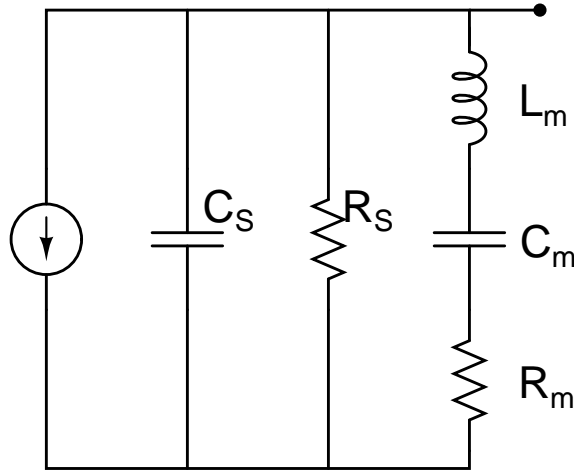
Kuva 3: Piirikaavioissa pietsosähköistä anturia kuvataan yllä olevalla sijaiskytkennällä. Toisinaan tämä typistetään oikealla puolella esitetyllä symbolilla.

Pietsosähköisen anturin yksinkertaisin sijaiskytkentä on kuvan 3 mukainen. Jos anturiin synnytetään mekaanisen voiman avulla varaus, alkaa tämä varaus hiljalleen purkautua kiteestä. Vaikka anturin vuotovastus onkin tavallisesti hyvin suuri ja purkautuminen hidasta, aiheuttaa mittauselektroniikan (esim. operaatiovahvistin) kytkeminen piiriin vuotovastuksen pienenemisen, ja varaus katoaa näin ollen hyvin nopeasti anturista. Tästä johtuen pietsosähköisiä antureita ei yleensä voida käyttää staattisten voimien mittaamiseen. [21]

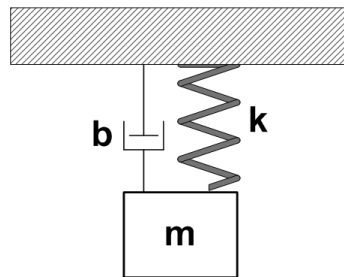
Pietsosähköinen kide on selkeästikin mekaaninen värähtelijä. Näin ollen sillä on myös jokin resonanssitaajuus (tai -taajuuksia), jolla se vastaanottaa tehokkaimmin energiaa. Tämä on sensorisovellusten kannalta merkittävää, koska nämä mekaaniset ominaisuudet vaikuttavat anturin siirtofunktioon. [42]

Yksinkertainen malli, jossa mekaaniset ominaisuudet on otettu huomioon löytyy kuvasta 4. Anturin oman kapasitanssin rinnalle on kytketty LCR-piiri. Tämä malli pätee silloin, kun toimitaan lähellä kiteen resonanssitaajuutta. [3]

Kyseisen LCR-sarjakytkennän mekaaninen vastine on vaimennettu harmoninen värähtelijä (kuva 5), joka siis koostuu jousesta ja siihen kiinnitetystä massasta. Sijaiskytkennässä vastus  $R$  vastaa massan kokemaa kitkaa, induktanssi  $L$  kuvaa massan määrää ja kapasitanssi  $C$  jousivakiota. Tällaisen systeemin resonanssitaajuus on induktanssin ja kapasitanssin funktio [11]



Kuva 4: Piettosähköisen anturin mekaaninen sijaiskytkentä. Tämä sijaiskytkentä mallintaa anturin mekaanisten ominaisuuksien vaikutusta sen siirtofunktioon. LCR-kytkentä vastaa mekaniikassa vaimennettua, harmonista värähtelijää, jonka kokemaa kitkaa mallintaa vastus  $R_m$ , massan määrää induktanssi  $L_m$  ja jousivakiota kapasitanssi  $C_m$ .



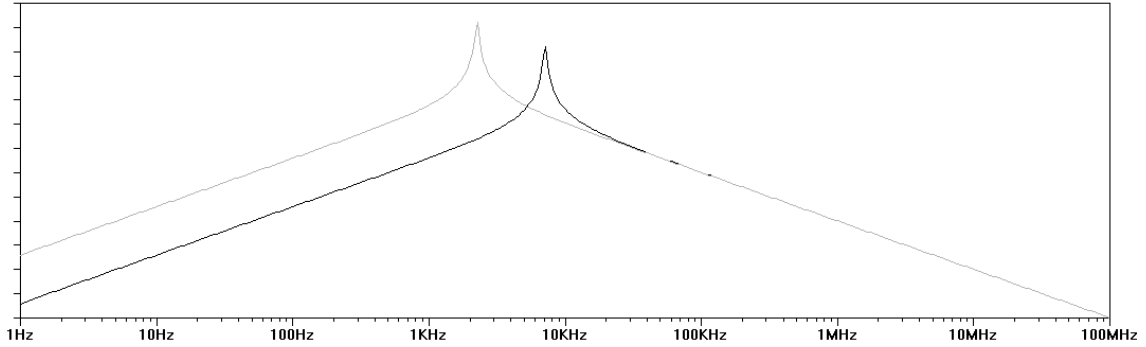
Kuva 5: Jousivärähtelijä. Suure  $k$  kuvaa jousivakiota,  $m$  painon massaa ja  $b$  kitkaa.

$$\frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{LC}}. \quad (3)$$

Mallia käyttäen voidaan hahmotella pietsoanturin siirtofunktio (kuva 6), josta resonanssin vaikutus on selkeästi havaittavissa. Kuvassa on esitetty miten resonanssitaajuus muuttuu, kun massaa kuvaava suure  $L$  (induktanssi) kasvatetaan 10-kertaiseksi. Sen lisäksi, että resonanssipeikki siirtyy pienemmille taajuuksille, huomataan myös, kuinka vahvistus kasvaa näillä taajuuksilla. Projektin käyttämien anturien valmistuksessa on hyödynnetty tätä ilmiötä. [21]

## Mittauselektroniikka piettosähköiselle anturille

Kun pietsokiteestä halutaan tehdä kiihtyvyysanturi, se kiinnitetään kantaan tai kehiin yhdessä painona toimivan kappaleen kanssa. Painon tehtävänä on välittää kiihtyvyydestä kokemansa voima pietsokiteelle. Koska ne ovat osa samaa kappaletta, kummatkin elementit kokevat saman kiihtyvyyden. Voiman suuruus on suoraan



Kuva 6: SPICE-simulaatiolla mallinnettu pietsoanturin mekaaninen taajuusvaste. Harmaa käyrä kuvaa mallia, jossa induktanssi (joka siis kuvaa massaa) on kasvatettu 10-kertaiseksi mustan käyrän tapaukseen verrattuna. Mallissa on käytetty kuvan 4 kytkentää.

verrannollinen massaan:

$$F = ma, \quad (4)$$

jolloin lisäpainon massaa kasvattamalla saadaan vahvistettua kiihtyvyyssignaalia. [45]

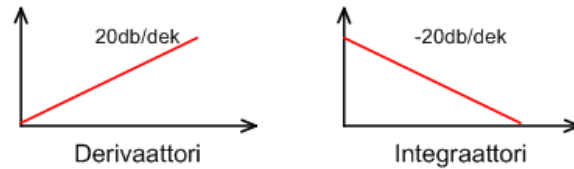
Kuten aikaisemmin todettiin, anturin massa vaikuttaa mekaaniseen resonanssitaajuuteen. Jos tätä sovelletaan kuvan 4 sijaiskytkentään, nähdään että  $L_m$ :n kasvattaminen siirtää resonanssipiikkiä matalammalle taajuudelle (kuva 6). Näin ollen anturin massaa säädeltäessä on syytä pitää silmällä siirtofunktion käyttäytymistä mittaustarkoituksen taajuusalueella.

Vasteeksi kiihtyvyyden aiheuttamalle voimalle pietsosähköinen anturi generoi varauksen. Tämä varaus on muunnettava jännitteeksi mittaustarkoitusta varten. Mitä tällaista rakennettaessa on tähän luontevin ratkaisu käyttää operaatiovahvistinta. Mitä tapahtuu, kun pietsosähköinen anturi kytketään suoraan operaatiovahvistimen sisäänantuloon?

Anturin sijaiskytkennästä nähdään, että sillä on kondensaattorista johtuen selkeäkin ylipäästösuodattimen kaltainen vaikutus signaaliin. Yksinkertaisella RC-suodattimella on vain yksi napa, joten sen vahvistus nousee loivasti taajuuden kasvaessa [48]. Tämä ja kulmataajuuden sijainti vaikuttavat taajuusalueeseen, jolla anturia pystytään tehokkaasti käyttämään. Jos ollaan kiinnostettu erityisesti matalista taajuuksista, ei tällainen mittaustarkoituksen ole ideaalinen pietsianturin liittämiseksi.

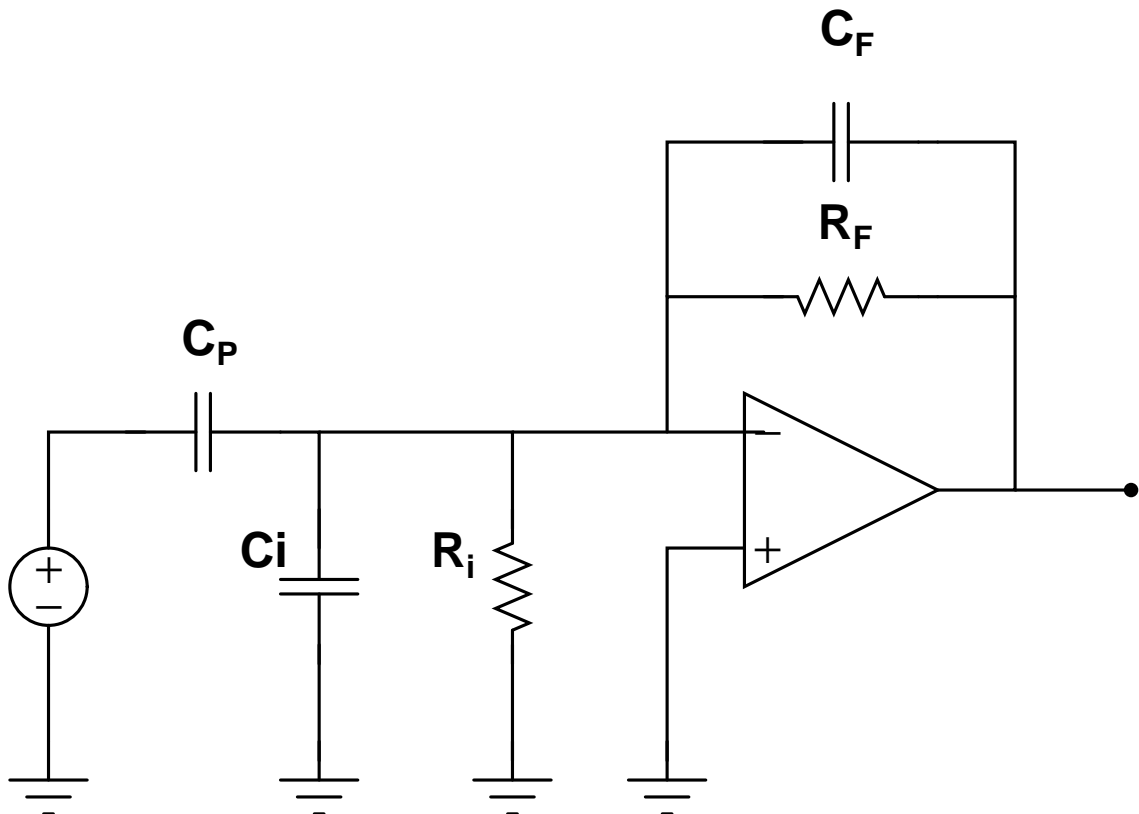
Toinen ongelma kytkennässä ilmenee pitkiä kaapeleita käytettäessä. Jos kaapelin oma kapasitanssi nousee samaan suuruusluokkaan anturin kapasitanssin kanssa, johtaa se signaalin vaimenemiseen. Samanlaisen vaikutuksen saa aikaan myös operaatiovahvistimen kapasitanssi sisäänantulossa. [45]

Pietsoanturien yhteydessä käytetäänkin tavallisesti nk. varausvahvistinta. Se rakennetaan tavallisen operaatiovahvistimen ympärille kuvan 8 mukaisesti tekemällä negatiivinen takaisinkytkentä kondensaattorilla. Koska vahvistimen bias-virta lataa hiljalleen kondensaattoria, johtaen lopulta vahvistimen saturaatioon, kytketään sen



Kuva 7: Derivaattorin ja integraattorin Bode-kuvaajat.

rinnalle yleensä vastus. Tällaisella loholla on integraattorin taajuusvaste, kun taas anturilla taajuusvaste muistuttaa derivaattoria (kuva 7). Näin varausvahvistimen voidaan ajatella yhdistävän nämä kaksi, jolloin se kompensoi anturin signaalin vaihtumista matalilla taajuuksilla.



Kuva 8: Varausvahvistin ja siihen kytketty pietsosähköinen anturi. Varausvahvistin luodaan operaatiovahvistimesta takaisinkytkentäkomponenteilla  $C_F$  ja  $R_F$ . Vahvistimen ottoimpedanssia kuvaavat  $R_i$  ja  $C_i$  joista jälkimmäiseen sisältyy myös kaapelin kapasitanssi.  $C_P$  on anturin sisäinen kapasitanssi.

Jos kuvan 8 operaatiovahvistin on ideaalinen, on jännite komponenttien  $C_i$ ,  $R_i$  yli nolla. Tämä johtaa siis siihen, että kaapelin ja vahvistimen sisääntulon kapasitanssit eivät varausvahvistinta käytettäessä vaikuta lopulliseen vahvistukseen. Ideaalisella vahvistimella piirin vahvistus riippuu ainoastaan anturin ja takaisinkytkennän kapasitansseista

$$\frac{V_O}{V_I} = \frac{C_P}{C_F}. \quad (5)$$

Epäideaalisella vahvistimella, jonka avoimen silmukan vahvistus  $A$  ei ole ääretön, suhteellinen poikkeama ideaalisesta vahvistuksesta on

$$\frac{C_P + C_i}{AC_F}. \quad (6)$$

Nähdään että kohtalaisellakin avoimen silmukan vahvistuksella  $A$  lausekkeen arvosta tulee hyvin pieni. Kaapelin vaikutus on siis epäideaalisella vahvistimellakin lähes mitätön. Siirtofunktion kulmataajuuden määräävät takaisinkytkennän komponentit  $R_F$  ja  $C_F$ .

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_F C_F}. \quad (7)$$

DC-vasteen parantamiseksi  $R$ :n tulisi olla mahdollisimman suuri.[15]

## Pietsosähköisten anturien teknisistä ominaisuuksista

Seuraavaksi käydään läpi tyypillisiä kaupallisille pietsosähköantureille listattavia ominaisuuksia. Tarkoituksena on tuoda esiin oleelliset käsitteet sekä mittaustuloksiin vaikuttavat tekijät.

**Herkkyys** kertoo anturin tuottaman sähköisen vasteen suuruuden kiihtyvyyden yksikköä kohti. Se ilmaistaan yleensä Coulombeina per g ( $1g = 9,81m/s^2$ ) tai voltteina per g. Herkkyys on tärkeimpiä signaali-kohina -suhteeseen vaikuttavia tekijöitä.

**Taajuusvaste** kuvaa herkkyiden muutosta taajuuden funktiona. Pietsoantureilla on tyypillisesti huono herkkyys aivan matalimmilla taajuuksilla ja resonanssi-alueella jollain korkeammalla taajuudella. Näiden väliin jäävä tasainen alue on anturin optimaalinen mitta-alue, jossa herkkyysmuutoksista aiheutuvat mittausrvirheet ovat pienimmillään. Taajuusvasteen synnyttää anturin mekaaninen rakenne ja ominaisuudet. Myös kappale johon anturi kiinnitetään aiheuttaa muutoksia taajuusvasteeseen, mutta koska nämä ovat aina tapauskohtaisia, ei niitä kvantifioida anturin tietojen yhteydessä.

**Poikittaisherakkyys** (*transverse sensitivity*) kertoo kuinka suuri signaali syntyy, kun anturi kiihtyy varsinaista mitta-akseliaan vastaan kohtisuorassa suunnassa. Ideaalisessa tapauksessa tämän virhesignaalin suuruus pitäisi olla nolla. Suure ilmaistaan tyypillisesti ”oikeassa” suunnassa ja virheellisessä suunnassa mitattujen vasteiden suhteena.

**Maksimikiihtyvyys** kertoo suurimman kiihtyvyyden, jonka anturi pystyy mittaamaan normaalilla taajuuskaistallaan. Tämä on anturin rakenteellinen ominaisuus. Rajan ylittävälle kiihtyvyydelle altistuminen saattaa vahingoittaa pysyvästi anturia.

**Lämpötila-alue** kertoo lämpötilavälin, jolla anturi säilyttää tarkkuutensa. Yläraja voi tulla vastaan jo alle  $100^\circ\text{C}$ :ssa. Kuten aiemmin selostettiin, pietsosähköisen

kiteen sähködipolit saadaan yhtenäisesti suunnatuiksi käsittelemällä kidettä valmistusvaiheessa korkeassa lämpötilassa. Näin ollen, jos kide myöhemmin altistuu riittävän korkealle lämpötilalle, pietsokide alkaa depolarisoitumaan, ja kiteen ominaisuudet muuttuvat pysyvästi. Lisäksi pietsokiteillä on pyrosähköisestä ilmiöstä johtuen alttius luoda jännitteitä lämpötilan muutoksiin reagoidessaan. Nämä virhejännitteet sijoittuvat 10 Hz:n alapuolelle. [46]

## Ballistokardiografia

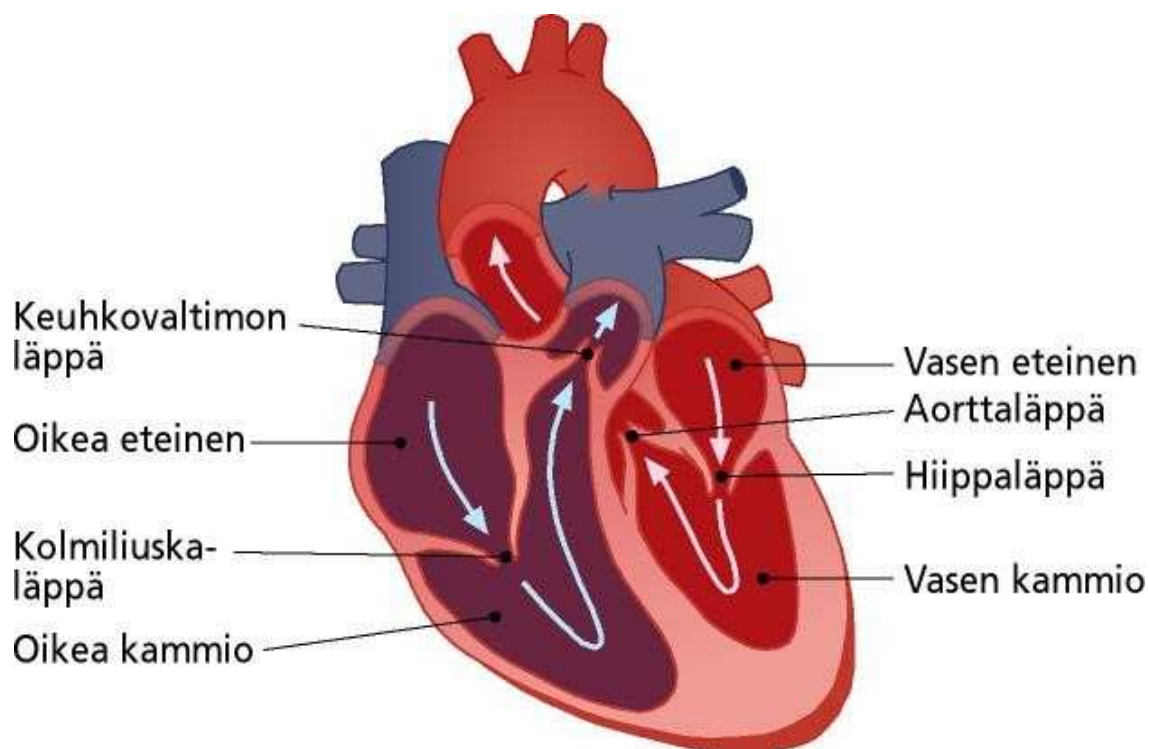
Anturilaitteen signaalinkäsittely perustuu osittain ballistokardiografiaan (BKG). Ballistokardiografia tutkii sydämen toimintaa mittaamalla sen vaikutusta kehon liikkeeseen. Sydämen siirtäessä verta kehon sisällä, veren massakeskipiste on jatkuvassa edestakaisessa liikkeessä. Ihmiskehon ja veren muodostamaan systeemiin ei kuitenkaan kohdistu ulkoisia voimia (siis kehon sisäisestä toiminnasta), jolloin koko systeemin massakeskipisteen on pysyttävä paikallaan. Tästä johtuen kehon on liikuttava kompensoidakseen veren massakeskipisteen muutosta. [13]

Sydänverenkierto on kehon jaksollinen tapahtuma, joka toistuu sydämenlyönnin välein ja jonka aikana sydän puristaa keskimäärin 60g verta laskimoista valtimoihin. Laskimoista tuleva veri kulkee sydämeen sisään eteisten kautta, joita on kaksi (vasen ja oikea). Toinen näistä yhdistyy pieneen verenkiertoon, josta veri hakee happea keuhkojen kautta ja toinen suureen verenkiertoon, joka kattaa loput verenkiertojärjestelmästä. Eteisistä veri kulkee kammioihin (jälleen vasen ja oikea), jotka sydänlihaksen supistumisen kautta pystyvät siirtämään eteisistä tulevan veren valtimoihin. Suurin veren pumppauksesta syntyvä voima kohdistuu suureen verenkiertoon johdettavaan valtimoon, eli aorttaan. Terveellä aikuisella sen 2,5cm halkaisijan läpi on n. 0,13 sekunnissa puristettava 60cm<sup>3</sup> verta, jolloin veren nopeus voi korkeimmillaan olla suuruusluokkaa 100 cm/s. [13]

Kehon massakeskipisteen heilahtelu vaikuttaa kehon mitattuun painoon. Painon suhteelliselle muutokselle voidaan suureiden havainnoillistamiseksi poimia esim. arvio  $0,4 \cdot 10^{-3}$  (osuus kokonaispainosta), joka tarkoittaa, että vaa'alle asetetun normaalin aikuisen paino oskilloi muutaman kymmenen gramman verran verenkierrosta johtuen. Suureen pienuudesta huolimatta tämä pystytään tarkalla vaa'alla mittaamaan, ja ilmiö todettiin ensimmäisen kerran jo vuonna 1877. [13]

Sydämenlyönnin aiheuttama siirtymä vaakatasossa makaavaan normaalipainoiseen henkilöön on suuruusluokaltaan 10-100 mikronia (0.1-0.01 mm). Siirtymä liittyy suoraan kiihtyvyyteen, eli BKG-signaalia voidaan mitata myös kiihtyvyyttä mittaamalla. Kiihtyvyydet ovat muutaman milli-g:n (n. 1cm/s<sup>2</sup>) suuruisia. Tämä pieniamplitudinen värähtely pystytään mittaamaan ympäristöstä tulevan häiritsevän värähtelyn läsnä ollessakin, koska se rajautuu hyvin kapealle taajuuskaistalle ja se saadaan näin hyvin esiin kaistanpäästösuodatuksella.[13]

Ballistokardiografialla on ollut yli 100-vuotisesta historiastaan huolimatta vaikeuksia tuottaa sovelluksia kliiniseen käyttöön. Sillä on pyritty mm. diagnosoimaan sydäntauteja elektrokardiogrammin tapaan, eli etsimällä potilaan BKG-käyrästä poikkeamia normaaliin BKG-käyrään nähden. BKG-tutkimusta tehtiin runsaasti 1900-luvun alkupuoliskolla, mutta menetelmä ei saavuttanut kykyä riittävän luotet-



Kuva 9: Ihmisen sydänverenkierto. Veri palaa laskimoista oikean eteisen kautta oikeaan kammioon, joka siirtää sen keuhkoihin. Luovutettuaan CO<sub>2</sub>:ta ja saatuaan happea, veri kulkee takaisin sydämeen vasemman eteisen kautta. Vasen kammio pumpkaa veren valtimoihin ja sitä kautta suureen verenkiertoon.[33]

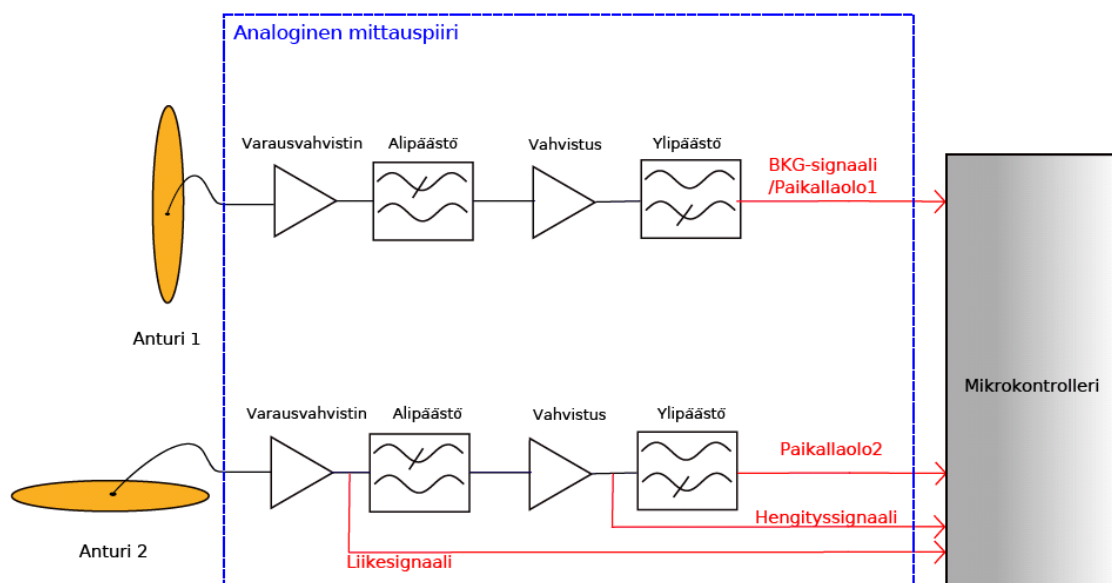
tavien diagnoosien tekemiseen. Sen katsottiin olevan tietyissä tapauksissa hyödyllinen apuväline muiden menetelmien, kuten EKG:n rinnalla, mutta näiden korvauksiksi siitä ei kuitenkaan ollut. 1970-luvulta lähtien kiinnostus menetelmää kohtaan alkoi hiipua, eikä merkittäviä parannuksia saatu aikaan.[39] [24]

Kuluneella vuosikymmenellä BKG-tutkimus on lisääntynyt kehittyneemmän instrumentoinnin ajamana. Ratkaisut ovat muuttuneet edullisemmiksi ja pienikokoisemmiksi, ja mittauksia pystytään tekemään klinisen ympäristön ulkopuolellakin. Laitteiston kehitymisestä huolimatta menetelmän klininen arvo on edelleen kyseenalainen. [24]

## Ballistokardiografiaa hyödyntävä potilasmonitorointilaitte

Seuraavaksi kuvaillaan Sovelletun elektroniikan laboratoriossa kehitetty potilasmonitorointilaitte, jonka ympärille tämä projekti on rakentunut. Laitteella halutaan seurata sängyssä oleilevan henkilön elintoimintoja ilman, että laite on millään tavalla suorassa kontaktissa mittauksen kohteena olevaan henkilöön. Laitteella pyritään selvittämään henkilön syke, BKG-signaalin muoto, hengityskäyrä sekä potilaan läsnäolo sängyssä. Laite koostuu yleisellä tasolla mittauksen suorittavista sensoreista, niihin kytketystä mittauselektroniikasta, signaalia analysoivasta mikrokontrolleris-



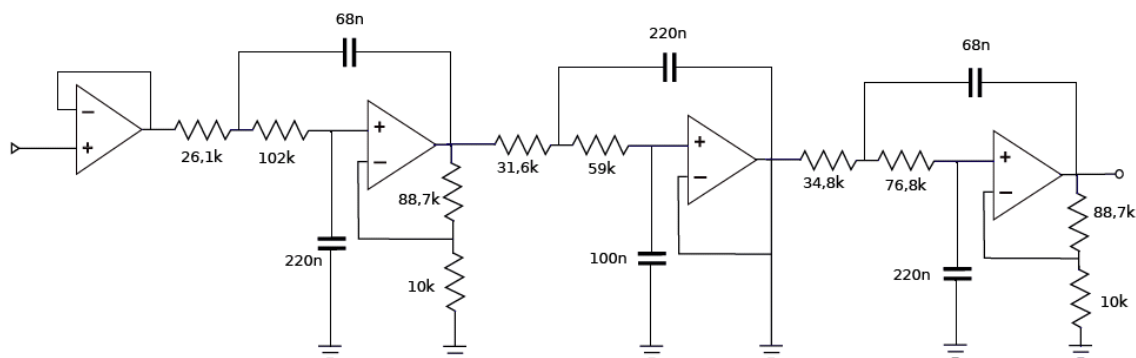


Kuva 10: Sänkyanturilaitteen lohkokkaavio. Punaiset viivat kuvaavat, mistä kohtaan signaalipolkua kukin analysoitava signaali poimitaan.

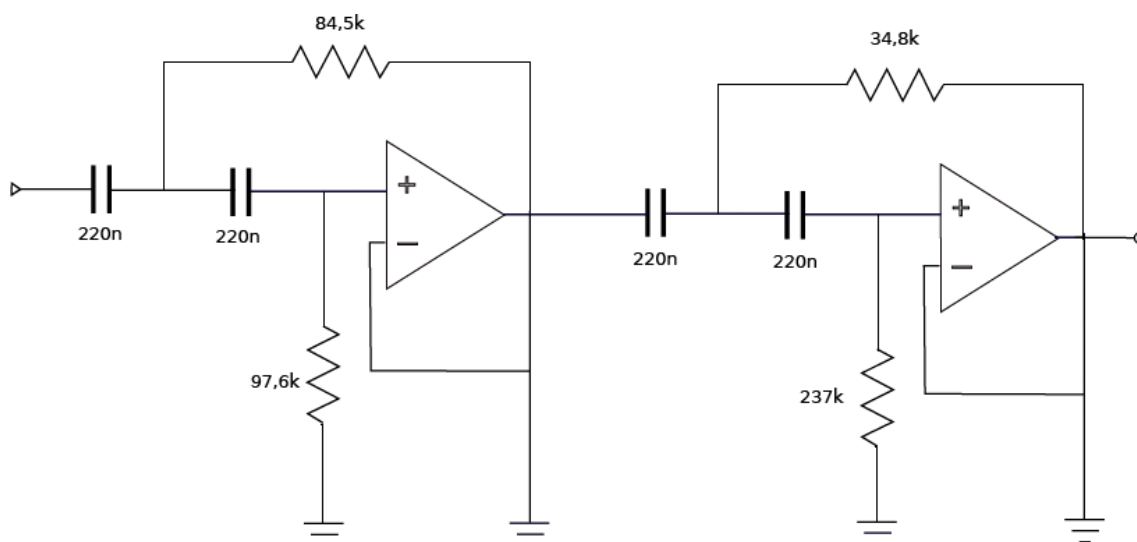
ta, sekä mittauksista ilmoittavasta radiolähtimestä. Laite on siis suunniteltu langattomaksi, vaikkakin tällä hetkellä se on riippuvainen seinäpistokkeesta virransyöttöään varten; virrankulutus on liian korkea pitkäaikaista paristokäyttöä varten. Laite poimii signaalinsa suoraan sängyn rungosta, johon se on kiinnitetty. Kiinnitykseen on toistaiseksi käytetty kaksipuolista teippiä, mutta tämä on selkeästi väliaikaisratkaisu, sillä teippi on todettu kiinnitystapana hyvin epäluotettavaksi.

Antureita laitteessa on kaksi kappaletta ja niillä mitataan kiihtyvyyttä sängyn tason suunnassa ja tasoa vastaan kohtisuorassa suunnassa. Sängyn kohdistuvista kiihtyvyyksistä pyritään anturien avulla poimimaan sängyssä makaavan henkilön tuottama osuus, joka on pääosin BKG-signaalia, ja tekemään sen avulla päätöksiä henkilön tilasta. Anturien toiminta perustuu pietsosähköiseen ilmiöön ja ne on valmistettu Sovelletun elektronikan laboratoriossa tämän projektin käyttöön. Antureita käsitellään tarkemmin seuraavassa luvussa.

Mittauselektronikka koostuu analogisista signaalinkäsittelylohkoista. Anturi liitetään piiriin varausvahvistimen kautta. Kytkentä toimii kuten ylipäästösuodatin ja sen rajataajuus on 4 Hz. Tämän jälkeen signaalille tehdään aktiivinen alipäästösuodatus rajataajuudella 25 Hz. Suodatin on Butterworth-tyyppinen ja se käyttää Sallen-Key -topologiaa (kuva 11). Suodattimen asteluku on 6, jolloin saadaan aikaiseksi 120dB/dekadi -vaimennus. Alipäästölohkoon on myös yhdistetty vahvistus kertoimella 100. Tätä lohkoa seuraa ylipäästölohko, joka on myös toteutettu Butterworth-tyyppisenä (kuva 12). Se on neliasteinen ja sen kulmataajuus on 8 Hz. [23]



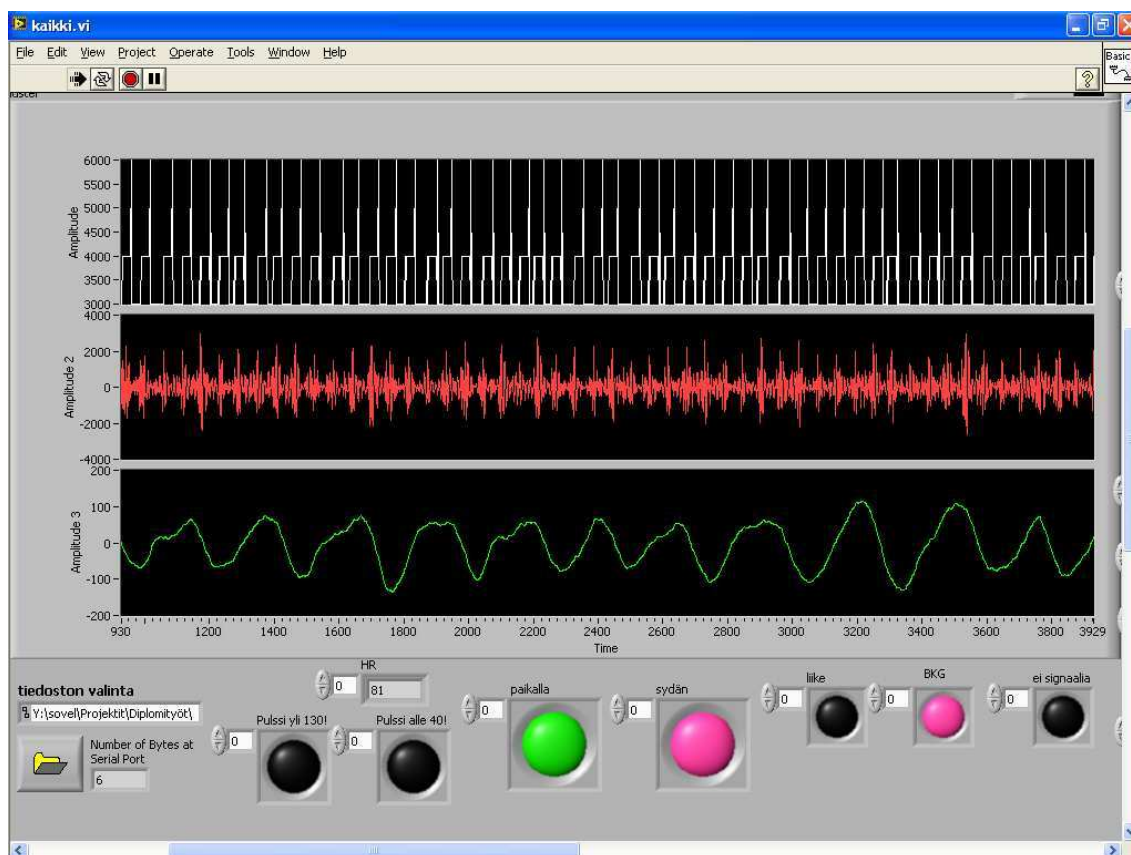
Kuva 11: Aktiivinen alipäästösuodatin. Suodatin on Butterworth-tyyppinen ja se on toteutettu operaatiovahvistimilla käyttäen Sallen-Key -topologiaa. Asteluku on 6. Suodattimeen on myös yhdistetty vahvistus kertoimella 100.



Kuva 12: Aktiivinen ylipäästösuodatin. Kuten yllä, se on Butterworth-tyyppiä ja käyttää Sallen-Key -topologiaa. Asteluku on 4.

Yhdessä signaalinkäsittelylohko muodostaa kaistanpäästösuodattimen, jonka tarkoitus on rajata tarkasteltava signaali taajuusalueelle 8-25 Hz. Tältä taajuusväliltä löytyy ihmisen BKG-signaalin merkittävin osuus. Toisaalta se toimii myös anti-alias -suodattimena seuraavan vaiheen AD-muuntimelle. AD-muunnos tehdään 10-bittisenä ja näytteistystaajuuden on signaalin ominaisuuksien perusteella oltava vähintään 40 Hz:ä (Nyquistin taajuuden mukaan). AD-muunnin sijaitsee mikrokontrollerilla, jollaisena käytettiin Atmelin valmistamaa ATmega88:aa. AD-muunnoksen lisäksi piirin vastuulla on digitaalinen signaalinkäsittely ja signaalin analysoiminen. Signaalia käsitellään kahdella IIR-suodattimella, jotka rajaavat signaalin entistä tehokkaammin BKG-alueelle (5-15 Hz). Piiri ajaa signaaleita myös kahden algoritmin läpi, joista toinen pyrkii löytämään syketaajuuden ja toinen selvittämään potilaan läsnäoloa.[23] Mikrokontrollerin huokean suorituskyvyn puitteissa nämä toimenpi-

teet pystytään suorittamaan n. 50 kertaa sekunnissa, mikä siis rajaa maksimaalisen näytteenottotaajuuden samaan nopeuteen. Myös piirin rajallinen muisti on kuormitettu äärimmilleen, eikä signaalinkäsittelyyn ole näin ollen mahdollista tehdä merkittäviä lisäyksiä ilman mikrokontrollerin vaihtamista.



Kuva 13: Monitorintilaitteen mittaustulokset esitetään Labview-ohjelmistolla. Valkoisen kuvaajan tuolinmuotoiset jaksot kertovat laitteen löytäneen signaalista sydämenlyönnin, joiden avulla se pystyy laskemaan sykkeen. Punainen kuvaaja on BKG-alueelle suodatettua kiihtyvyyssignaalia ja vihreä matalalle taajuudelle suodatettua pystysuuntaista värähtelyä, joka pyrkii seuraamaan potilaan hengitystä. Pohjalla olevat indikaattorit kertovat mm. potilaan paikallaolosta ja liiketilasta.[23]

Viimeisessä vaiheessa mittausdata siirretään piirikortilla sijaitsevan radiolähetimen välityksellä PC:lle, jossa se prosessoidaan ja esitetään LabView-ohjelmiston avulla (kuva 13). Radiolähetin saa mittausdatan mikrokontrollerilta UART-väylän kautta yksinkertaisena merkkijonona, jonka jälkeen muut lähetykseen liittyvät toimenpiteet hoidetaan automaattisesti lähetinpiirin toimesta. LabView lukee mittausdatan PC:n sarjaportista, mihin se kirjoitetaan Bluetooth-vastaanottimen toimesta.

## Muutoksia monitorointilaitteprojektin tavoitteissa

Vuodemonitorointilaitetta on alusta pitäen ollut tarkoituksena käyttää vanhusten hoidossa. Laitteen monitorointitoimintoja haluttaisiin soveltaa potilaan vuoteesta poistumisen havaitsemiseen. Tämä olisi pääasiassa hyödyllistä sellaisten henkilöiden kohdalla, joille itsenäinen sängystä poistuminen on selkeä loukkaantumisriski.

Vuodemonitorointilaitteen kehitystyön pääpaino sijaitsi tähän mennessä kuitenkin sykkeeseen liittyvissä toiminnoissa - tunnistuksessa ja taajuuden mittaamisessa. Myös potilaan hengityskäyrää on laitteella pyritty mittaamaan. Sen sijaan laitteen lopullisessa käyttötarkoituksessa kyseisistä toiminnoista ei vaikuttaisi olevan hyötyä, sillä paikallaolon tunnistus on näistä itsenäinen kokonaisuus.[23] Hyvänä puolena tässä on se, että laitteen resurssit ei tarvita nyt kuin yhtä tehtävää varten. Huono puoli on, että kyseisen toiminnon kehitys on jäänyt vähemmälle huomiolle, koska sen tärkeyttä ei ole tiedostettu projektin alkuvaiheessa.

## Paikallaolon tunnistaminen monitorointilaitteella

Projektin jatkokehityksen kannalta monitorointilaitteen tärkein ominaisuus on potilaan paikallaolon tunnistaminen. Seuraavaksi esitellään tämän fysikaalinen perusta, sekä algoritmi, jolla perustaa hyödynnetään tunnistuksessa.

Sänkyyn kohdistuvat mekaaniset voimat eivät ole yksinomaan siinä makaavan henkilön tuottamia. Tyhjää sänkyä mitattaessa huomataan siihen kytkeytyvän ympäristöstä jatkuvasti erilaista värähtelyä. Tätä värähtelyä kulkeutuu sängyn rakenteisiin itse rakennuksesta sekä ympärillä liikkuvista ihmisistä. Jopa useiden metrien päässä sängystä maahan pudotettu esine saa aikaan selkeän vasteen antureissa. Kytkeytyviä voimia on havainnollistettu kuvassa 14, jossa ne on eroteltu pysty- ja vaakasuuntaisiin. Sänky kokee kiihtyvyyksiä myös syvyysuunnassa, mutta näitä ei ole projektissa koettu tarpeelliseksi mitata.

Miksi juuri nämä kaksi mittaussuuntaa? Sängyn ollessa tyhjä, oletetaan siihen kohdistuvan voimia yhdestä lähteestä, eli ympäristöstä. Näistä vaakasuorat voimat kohdistuvat pystysuuntaan asetettuun anturiin ja pystysuorat voimat vaakasuuntaan asetettuun anturiin. Kuvan 14 merkinnöillä ilmaistuna siis

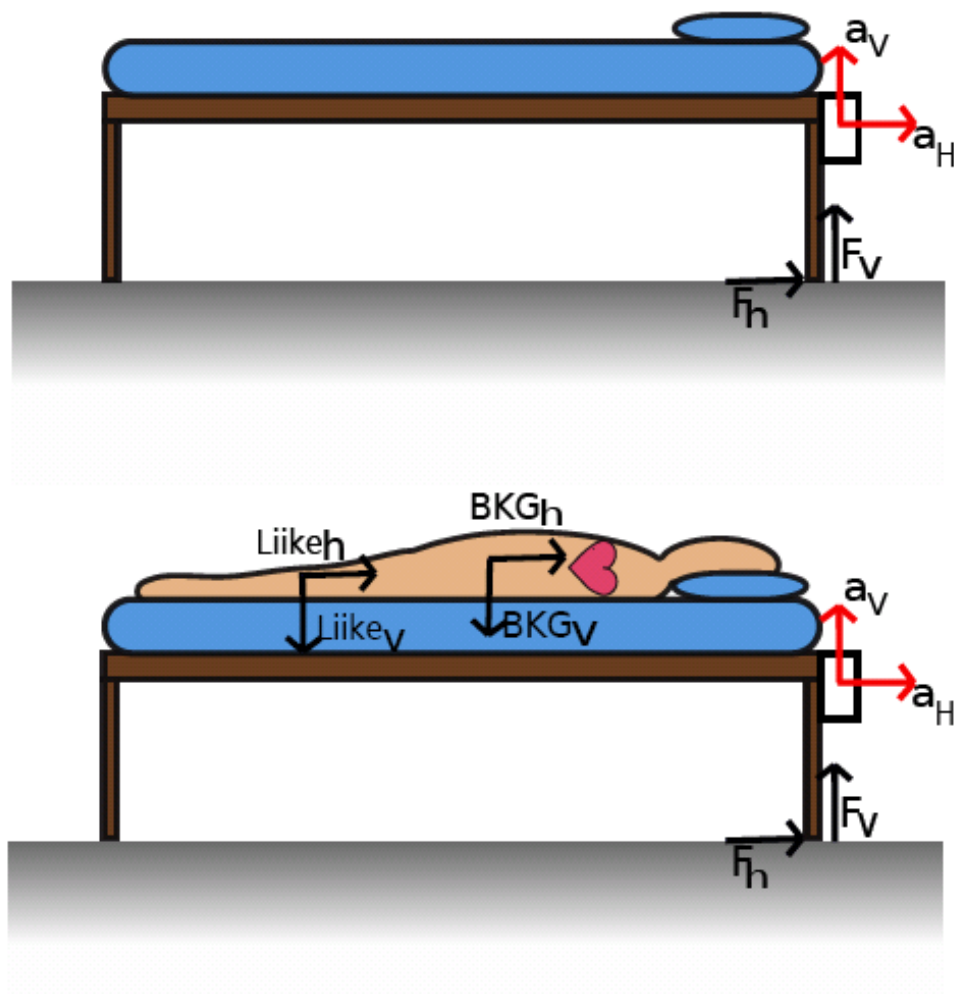
$$a_{Hpoissa} = F_h(a_H) \quad (8)$$

$$a_{Vpoissa} = F_V(a_V). \quad (9)$$

Henkilön asettuessa sänkyyn makaamaan, kokee sänky edelleen ympäristöstä kytkeytyvät voimat, mutta näihin summautuvat henkilöstä itsestään syntyvät voimat. Näitä ovat elintoiminnoista - ja tämän sovelluksen tapauksessa erityisesti sydämen toiminnasta - sekä henkilön liikkeistä aiheutuvat voimat. Nyt kiihtyvyydet ovat

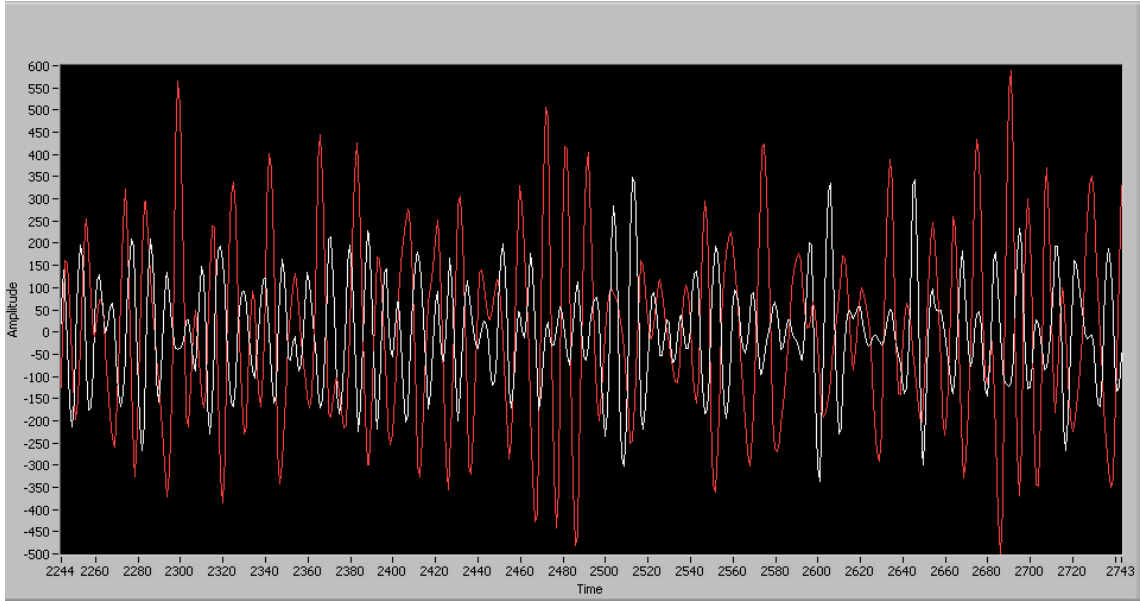
$$a_{Hpaikalla} = BCG_h + F_h(a_H) + liike_H \quad (10)$$

$$a_{Vpaikalla} = BCG_V + F_V(a_V) + liike_V. \quad (11)$$



Kuva 14: Sängyn kohdistuvat voimat ja kiihtyvyydet sängyn ollessa tyhjä ja miehitetty.[23]

Verrattaessa eri tapauksien kiihtyvyyksiä, voidaan todeta tyhjän sängyn tapauksen olevan yksinkertaisempi, koska signaalilähteitä on vähemmän. Nyt paikallaolon tunnistusta on lähdetty kehittämään seuraavan oletuksen perusteella: ympäristöstä kytkeytyvät voimat  $F_h$  ja  $F_v$  ilmaantuvat antureihin likimain samanlaisina, ts. ne korreloivat hyvin keskenään. Makaavan henkilön tapauksessa taas voimien oletetaan jakautuvan eri lailla pysty- ja vaakasuuntiin (esim. sydämenlyönnit olisivat voimakkaampia sängyn tason suunnassa), jolloin signaalien samankaltaisuus pienee ensimmäiseen tapaukseen verrattuna. Tätä oletusta tukevat laitteella kaapatut BKG-signaalien kuvaajat (kuvat 15 ja 16). [23]



Kuva 15: Kiihtyvyyssignaalit pysty- (punainen) ja vaakatasosta (valkoinen) sängyn ollessa tyhjä. Verrattaessa tätä kuvaan 16, voidaan silmämääräisesti todeta signaalien muistuttavan enemmän toisiaan tämän kuvan tapauksessa.

## Ristikorrelaatio

Toisinaan on tarpeellista verrata kahta signaalia keskenään ja selvittää kvantitatiivisesti niiden samankaltaisuus. *Korrelaatio* on yksi tällainen samankaltaisuuden mitta. Signaalinkäsittelyssä kahden signaalin, tässä  $x[n]$  ja  $y[n]$ , korrelaatio määritellään seuraavasti: Jos verrattavat signaalit ovat eri signaaleja, kyseessä on *ristikorrelaatio*

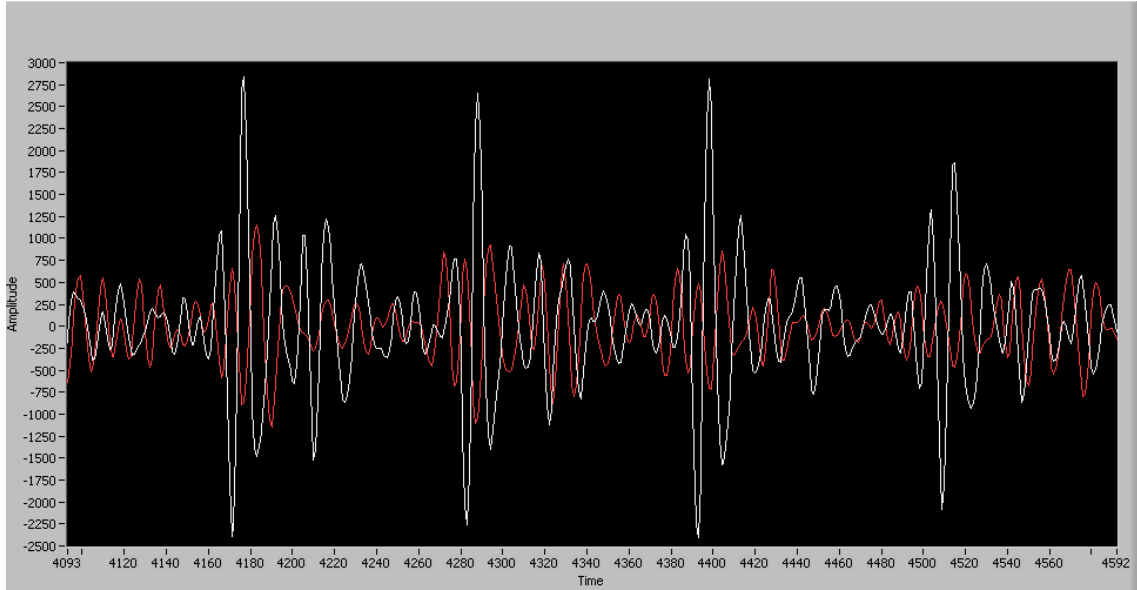
$$r_{xy}[t] = \sum_{-\infty}^{\infty} x[n]y[n-t]. \quad (12)$$

Parametria  $t$  kutsutaan viiveeksi, ja se ilmaisee signaalien välistä aikaeroa. Signaalia  $y[n]$  siis siirretään  $t$ :n näytteen verran  $x[n]$ :ään nähden. Summalauseke vastaa integraalia signaalien tulosta, jolloin sen arvo kasvaa, kun signaalit jakavat mahdollisimman paljon yhteistä pinta-alaa. Sarja  $r_{xy}[t]$  ilmaisee  $x$ :n ja  $y$ :n korrelaation viiveen  $t$  funktiona. Esimerkiksi jos  $y[n]$  on vaihe-eron kokenut versio  $x[n]$ :stä, havaitaan tämä korrelaatiossa selkeänä piikkinä vaihe-eroa vastaavan viiveen kohdalla.

Korrelaation erikoistapausta, jossa  $x[n]$  ja  $y[n]$  ovat sama signaali, kutsutaan *autokorrelaatioksi*

$$r_{xx}[t] = \sum_{-\infty}^{\infty} x[n]x[n-t]. \quad (13)$$

Sen avulla pystytään löytämään signaalista säännöllisesti toistuvia piirteitä. Yleisesti korrelaatiomenetelmät soveltuvat hyvin kohinaa sisältävien signaalien analysointiin, koska teoriassa kohinan ei pitäisi korreloida lainkaan itsensä kanssa.



Kuva 16: Kiihtyvyyssignaalit kun sängyssä makaa henkilö. BKG-signaali kytkeytyy voimakkaasti vaakatasoiseen värähtelysuuntaan. Huomaa ero amplitudin skaalassa kuvan 15 tapaukseen verrattuna.

Koska korrelaatio on signaaliampplitudien funktio, voi korrelaatioiden keskinäinen vertailu olla vaikeaa, jos signaalit eroavat selkeästi voimakkuuksiltaan. Avuksi voidaan tällöin ottaa korrelaation normalisoitu muoto, joka ristikorrelaatiolle on

$$\rho_{xy}[t] = \frac{r_{xy}[t]}{\sqrt{r_{xx}[0]r_{yy}[0]}}. \quad (14)$$

Kaavalle 14 voidaan osoittaa, että lopputulos  $\rho_{xy}$  tulee aina olemaan välillä -1...1, riippumatta signaalien  $x[n]$  ja  $y[n]$  arvoista. [35] [43] [18]

## Ristikorrelaation soveltaminen paikallaolon tunnistukseen

Korrelaatio saa syötteen pystysuuntaisen ja vaakasuuntaisen anturin signaalit. Jos korrelaation lopputulos on suuri, signaalit korreloivat hyvin keskenään ja edellä tehtyjen oletusten perusteella sängyn voidaan todeta olevan tyhjä. Tämä lukuarvo, jossa sänky muuttuu miehitetystä tyhjäksi (algoritmin mielestä), on korrelaatioalgoritmin *raja-arvo* ja se on etsitty kokeellisesti mittauksia tekemällä. Algoritmin toimivuus on näin ollen riippuvainen siitä, kuinka voimakasta signaalia anturit tuottavat, koska korrelaation tuottama lukuarvo on signaaliampplitudien funktio.

Yllä esitetty korrelaation määritelmä on laskennallisesti raskas yksinkertaisille, pienimuutisille mikroprosessoreille, kuten projektissa käytetty ATMega88. Näin ollen paikallaolontunnistuksessa korrelaatio on korvattu kevyemmällä laskentatavalla, jossa käytetään kovarianssin yksinkertaistettua muunnelmää[23]. Kovarianssi on todennäköisyyslaskennan käsite, joka kuvaa sitä, miten vahvasti kaksi muuttujaa riippuu toisistaan. Kovarianssin arvo kasvaa, kun muuttujat poikkeavat keskiarvostaan

samaan suuntaan ja laskee, kun muuttujat poikkeavat keskiarvostaan eri suuntiin. Matemaattisesti kovarianssi määritellään

$$Cov(X, Y) = E[XY] - E[X] \cdot E[Y], \quad (15)$$

missä  $E[x]$  tarkoittaa  $x$ :n odotusarvoa. [20]

Tunnistusalgoritmiin valitussa laskutavassa käytetään yo. määritelmän ensimmäistä termiä. Tämä lasketaan ottamalla pysty- ja vaakasuuntaisten signaalien tulo, keräämällä näitä usean näytteen verran, sekä lopuksi ottamalla näytteiden keskiarvo. Lisäksi signaalien arvoina käytetään amplitudien itseisarvoja varsinaisten arvojen sijaan. Tämän katsottiin alustavasti tuottavan riittävän hyviä tuloksia [23].



### 3 Tutkimusaineisto ja -menetelmät

Jotta laiteella voitaisiin suorittaa klinisiä testejä, on se saatava laboratorio-olosuhteissa toimimaan hyvällä luotettavuudella. Tässä vaiheessa projektia läsnäolon tunnistuksen ei voida katsoa saavuttaneen tätä tavoitetta. Tämän työn tutkimusvaihe keskittyi etsimään sellaisia tekijöitä, jotka heikentävät nykyisen algoritmin toimintavarmuutta ja samalla pohtimaan, kuinka helposti näiden vaikutus pystytään eliminoimaan. Nykyinen tunnistusalgoritmi on suunnittelijalle houkutteleva, koska se on hyvin yksinkertainen ja toteutettavissa vaatimattomalla laitteistolla.

Tunnistusalgoritmin toiminta vaatii siis luvussa 2 esitettyjen oletusten toteutumisen. Testikäytössä havaittu pahin poikkeama näistä oli, että ihmisen sängyn värähtelyyn lisäämä signaali näyttäisi korreloivan odotettua paremmin pysty- ja vaakasuuntien kesken. Tässä luvussa keskitytään monilta osin tapoihin, joilla ympäristö ja itse mittalaite muuttavat signaalia ja vaikuttavat mahdollisesti siihen, että em. oletukset eivät enää pidä paikkaansa. Ensiksi selvitetään tarkemmin anturin ominaisuuksia ja niiden kytkemistä mittauselektroniikkaan. Sitten tarkastellaan ulkoisten tekijöiden vaikutus signaaliin. Tässä yhteydessä käsitellään anturien sijainnin ja kiinnityksen, sekä itse sängyn rakenteen vaikutusta.

Lopuksi on vielä koottu yhteen joitakin havaintoja monitorointilaitetta ohjaavasta tietojärjestelmästä, jonka prototyyppiä kehitettiin projektin aikana.

#### Anturien herkkyystä ja taajuusvasteesta

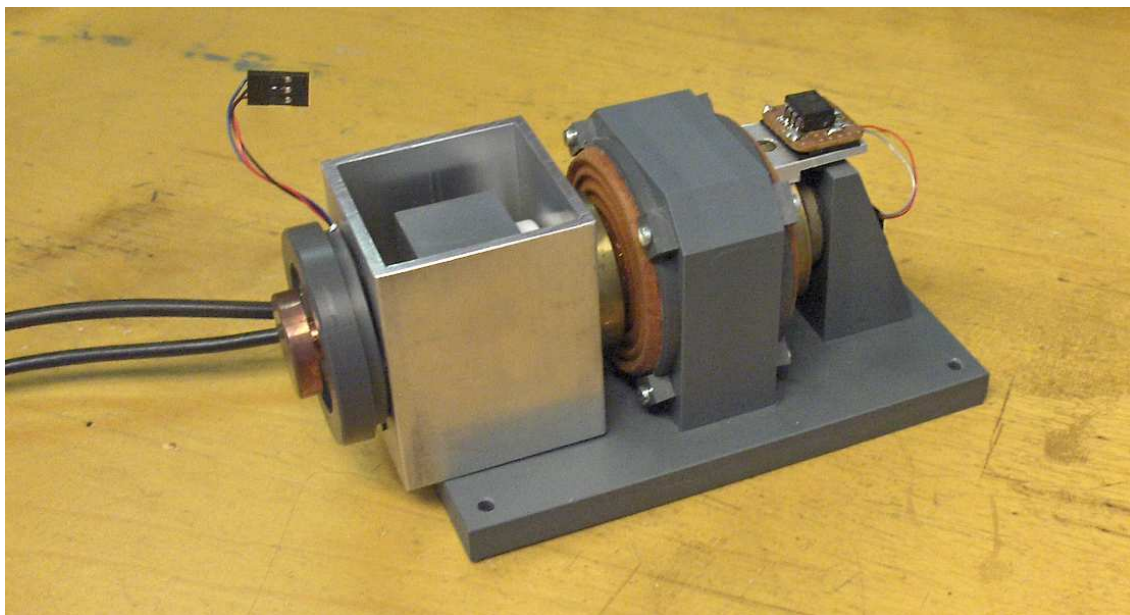
Tämä osuus käsittelee projektia varten rakennetuilla kiihtyvyysantureilla suoritettuja mittauksia, joissa haluttiin selvittää antureiden herkkyys sovelluksen kannalta tärkeimmällä taajuusalueella. Alkuperäinen motivaatio mittaukselle oli tarve pienentää anturien kokoa. Päällimmäisenä kysymyksenä oli, pystytäänkö pienemmällä pietsoelementillä saamaan aikaan samansuuruinen herkkyys ja kuinka paljon painoa kasvatamalla on mahdollista kompensoida mahdollista eroa. Signaalinkäsittelyn kannalta oltiin myös kiinnostuttu siitä, onko anturin taajuusvaste tasainen BKG-mittauksen kaistalla. Seuraavaksi esitellään mittausjärjestely, jolla anturin herkkyyttä tutkittiin.

#### Värähtelijä

Testisignaalina mittauksissa käytettiin siniaaltoja, sillä se on helposti generoitavissa ja mitattavissa. Kiihtyvyysmittauksia varten tarvittiin säädettävä mekaaninen värähtelijä, joka pystyisi muuntamaan sille syötetyn sähköisen signaalin mekaaniseksi heilahdusliikkeeksi. Testattavat anturit kiinnitettäisiin värähtelijän runkoon ja sen tulisi näin ollen olla tarpeeksi tehokas anturien liikuttamiseen.

Sovelletun elektroniikan laboratoriossa on BKG-mittauksiin liittyvää projektia varten rakennettu mittauksen tarpeita vastaava värähtelijä. Se on esitetty kuvassa 17. Laite on rakennettu kaiuttimen puhekelan ympärille, joka toimii laitteen aktiivisenä komponenttina. Lisäksi laitteen runkoon on kiinnitetty kaksi kestopagneettia puhekelan päihin, sekä kiihtyvyysanturi mittaamaan liikkuvan osan kiihtyvyyttä.

Puhekelan toiminta perustuu Lorentzin voimaan (kaava 16), joka kuvaa varattuun hiukkaseen kohdistuvaa voimaa, kun se liikkuu magneettikentässä.



Kuva 17: Mekaaninen värähtelijä kiihtyvyyssmittauksiin. Värähtelijä on rakennettu kaiuttimen puhekelan ympärille. Puhekela saadaan värähtelemään syöttämällä laitteelle siniaaltosignaalia. Vasemmalla puolella oleva alumiiniholkki toimii kehikkona mittauksen kohteena olevalle kiihtyvyyssanturille. Oikealla puolella näkyvä IC-piiri on VTI:n SCA-620 -kiihtyvyyssanturi, jota käytetään referenssinä.

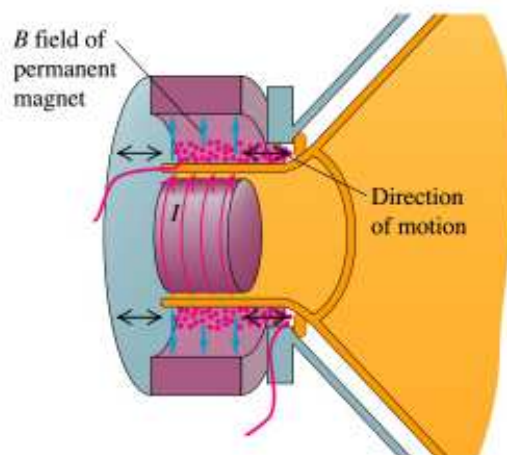
$$F = q(v \times B) \quad (16)$$

Samaa periaatetta noudattaen, myös sähkövirtaa kuljettavaan johtimeen kohdistuu voima (jota toisinaan kutsutaan Laplacen voimaksi), jos se on magneettikentässä. Puhekelassa johdin on käämitty kelan muotoon ja se on asetettu magneettikenttään, joka luodaan kestopagneettien avulla. Jos kela sijaitsee kuvan 18 mukaisesti kestopagneetin sisällä, sähkövirran ajaminen sen läpi saa aikaan magneetin ja kelan keskiakselin suuntaisen voiman ja kela pyrkii liikkumaan tähän suuntaan. [48]

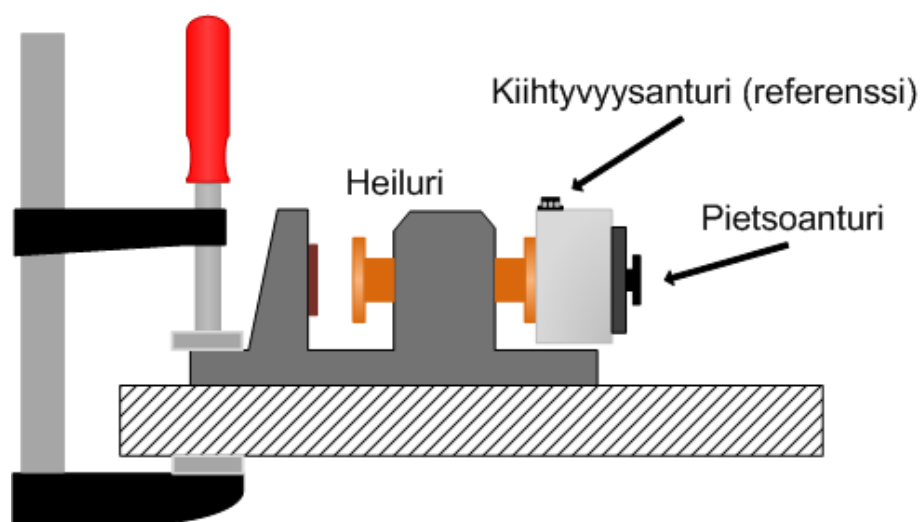
Värähtelijään on lisätty kestopagneetit puhekelan akselille, jotta puhekelan heilahdusliikettä saataisiin voimistettua. Näiden etäisyys puhekelasta vaikuttaa taajuuteen, jolla laite värähtelee tehokkaimmin. Laitteella onkin hyvin epälineaarinen taajuusvaste ja se pystyy tuottamaan mittauksen tarpeille riittäviä kiihtyvyyksiä vain hyvin kapealla taajuuskaistalla. Tästä johtuen mittauksia tehtiin ainoastaan taajuusvälillä 10-20 Hz. Tämä on sikäli riittävää, että se on hyvin lähellä BKG-signaalin aluetta, mutta se ei mahdollistanut kiihtyvyyssanturien ominaisuuksien tutkimista laajemmalla taajuusalueella - erityisesti mekaanisen resonanssitaajuuden selvittämistä.

## Referenssi

Jotta mitattavan kiihtyvyyssanturin herkkyyys pystytään laskemaan, on tunnettava kiihtyvyys, joka värähtelijään kohdistuu. Tätä tarkoitusta varten puhekelaan kiin-



Kuva 18: Puhekelan rakennekuva. Uloin lila alue on kestopagneetti, jonka sisällä kulkee kelan muotoon käämitty johdin. Johtimessa kulkevat elektronit kokevat kaavan 16 mukaisesti käämin keskiakselin suuntaisen voiman. Tämä saa käämiin kiinnitetyn kaiutinelementin (keltainen osa) liikkumaan johtimessa kulkevan virran ohjaamana.[48]



Kuva 19: Anturien herkkyysmittaus. Heiluri kiinnitettiin paikalleen ruuvipuristimella. Pietsoanturi ja vertailukohtana käytetty referenssianturi kiinnitettiin liikkuvaan osaan. Paikoitellen mittauksissa käytettiin kahta referenssianturia, jolloin ne sijaitsivat heilurin vastakkaisissa päissä.

nitettiin kaksi kappaletta VTI:n valmistamia MEMS-tyyppisiä kiihtyvyysantureita: toinen SCA-610 -mallinen[38], toinen SCA-620 -mallinen[2]. Näiden oleellimmat ominaisuudet on listattu taulukossa 1.

Ominaisuus	SCA-610	SCA-620
Herkkyys (mV/g)	1333	1200
Herkkyyn virhe	$\pm 3\%$	$\pm 3\%$
Taajuusvasteen $f_c$ (Hz)	$50 \pm 30$	$50 \pm 30$
Kohinatiheys ( $\mu V/\sqrt{Hz}$ )	20	20

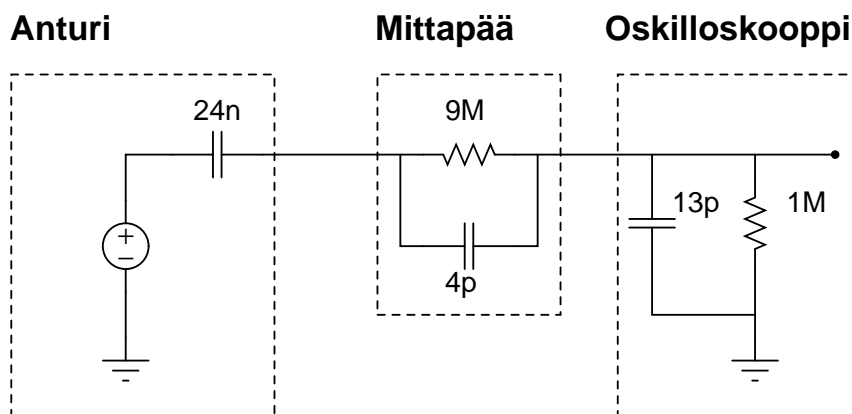
Taulukko 1: Mittauksissa referensseinä käytettyjen kiihtyvyyssanturien tekniset ominaisuudet.

### Mittausjärjestely

Mittausjärjestely on esitetty kuvassa 19. Heiluri on kiinnitetty vaakatasoon työpöydän levyyn ruuvipuristimella. Heilurin runko on kevyt ja irrallaan ollessaan se pääsee siirtyilemään. Heiluri saa tulosignaalin signaaligeneraattorista. Signaalina käytetään 10-20 Hz:n siniaaltoja. Heilurin päässä on kehikko anturia varten, johon se kiinnitetään kaksipuolisella teipillä. Heilahdusakseli on kohtisuorassa anturin tasoon nähden.

Signaaligeneraattoriin asetetaan haluttu taajuus ja säädetään amplitudi sellaiseksi, että heiluri saavuttaa huipussaan n. 1,5g:n kiihtyvyyden. Tämän jälkeen amplitudia lasketaan portaattain aina mittausjärjestelyn tarkkuuden alarajalle. Erilaiset häiriötekijät aiheuttivat sen, että alle 10 mV:n ulostulojännitteillä (tai n. 10 mg:n) luotettavien mittausten tekeminen oli vaikeaa. Mittauksissa käytettiin oskilloskoopin tarjoamaa keskiarvoistusta verkkovirran häiriöiden poistamiseksi.

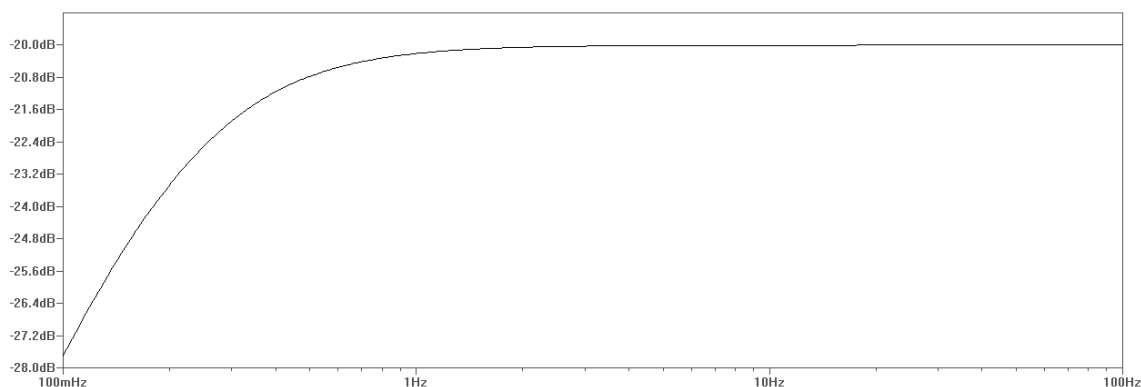
Taajuusvastetta mitattiin 1 Hz:n välein taajuusvälillä 10-20 Hz:ä. Signaaligeneraattorin antama amplitudi säädettiin kullakin taajuudella sellaiseksi, että SCA-anturin lukema näytti 60 mV:a (tai n. 40 mg:tä), jonka jälkeen luettiin pietsoanturin lukema.



Kuva 20: Mittauskytkentä mitattaessa pietsoanturin ulostulosignaalia suoraan oskilloskoopin mittapäällä. Komponenttien lukuarvot on otettu mittauksissa käytetyn oskilloskoopin ohjekirjasta.

Ulostulosignaalit SCA-antureista ja testattavasta anturista mitattiin suoraan oskilloskoopilla, ilman ylimääräistä signaalinkäsittelyä. Koska pietsokiteeseen perustu-

va kiihtyvyyssanturi on kapasitiivinen anturi, on tässä yhteydessä huomioitava oskilloskoopin oton vaikutus anturin siirtofunktioon. Mittauksen sijaiskytkennästä (kuva 20) voidaan laskea siirtofunktio (kuva 21), josta voidaan todeta kytkennän muistut-tavan ylipäästösuodatinta. Hyvän mittaustarkkuuden nimissä pyritään siihen, että vahvistus mittaustaistalla (10-20 Hz) olisi tasan yksi. Kulmataajuuden, jolla vahvistus alkaa laskea, pitäisi näin ollen sijaita tämän taajuuskaistan alapuolella.



Kuva 21: Kuvassa 20 esitetyn mittauskytkennän taajuusvaste. Perustaso on -20dB:ssä johtuen mittapään 10-kertaisesta vaimennuksesta.

Mittauksen kohteena olevien anturien kapasitanssit sijoittuvat n. 20-80 nF:n välille. Näillä arvoilla virhe 10 Hz:n taajuudella on alle 1%. Näin ollen voidaan todeta oskilloskoopin mittapäällä olevan lähes merkityksetön vaikutus mittaustuloksiin, eikä ylimääräisen signaalinkäsittelypiirin - kuten varausvahvistimen - käyttö ole tarpeellista. Taajuusvasteen puolesta selkeästi merkittävämpi tekijä on SCA-anturien oma siirtofunktio, jonka -3 dB:n piste voi huonoimmassa tapauksessa sijaita jo 20 Hz:ssä.

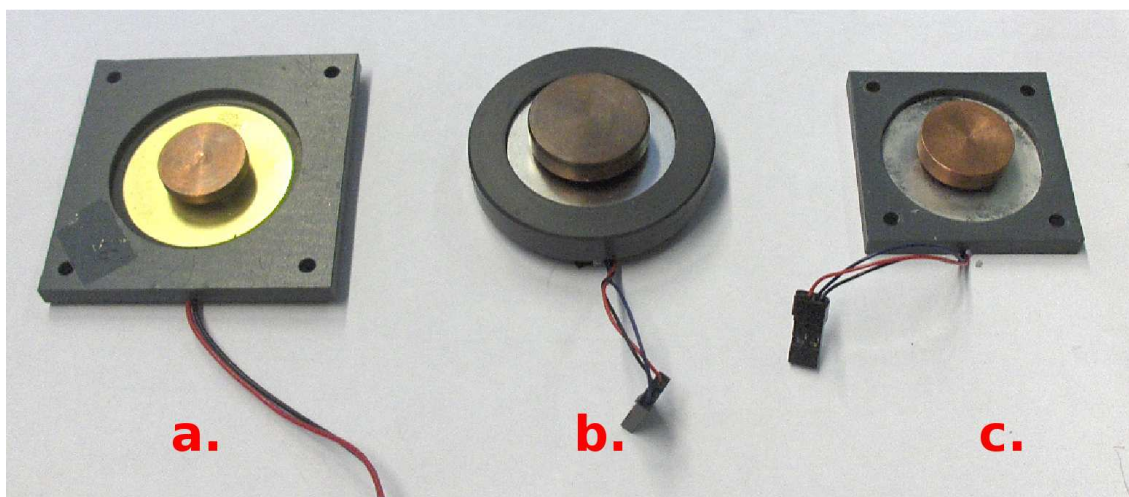
Muita virhetekijöitä mittauksissa ovat poikkeamat värähtelyn akselist anturien asennoissa.

## Yhteenveto mittaustuloksista

Mitattavia kohteita olivat siis herkkyys - yksikkönä voltia per kiihtyvyyssyksikkö  $g$  - ja taajuusvaste. Lisäksi tutkittiin anturin poikittaisherkkyyttä, eli kuinka voimakkaasti anturi poimii kiihtyvyyksiä mittaussakselia vastaan kohtisuorassa mittaussuunnassa. Poikittaisherkkyyttä tarkastellaan perusteellisemmin myöhemmin tässä luvussa.

Herkkyysmittausten tulokset ovat kokonaisuudessaan liitteessä A. Testattuja antureita oli viisi kappaletta. Niiden rakenteet on nähtävissä kuvassa 22. Vasemmalla ja oikealla esiintyviä antureita valmistettiin kaksi kappaletta. Herkkyydet 15 Hz:llä on listattu taulukossa 2.

Taajuusvaste välillä 10-20 Hz:ä osoittautui lähes vakioksi. Vastearvot poikkeavat toisistaan korkeimmillaan n. 4%. Selvästikään massan lisäyksestä aiheutuva resonanssitaajuuden laskeminen ei vaikuta anturin toimintaan BKG-alueella. Taajuusvastemittaukset tehtiin antureilla B ja C.



Kuva 22: Kolme pietsosähköistä kiihtyvyyssanturia. Anturit on valmistettu käsin liittämällä kaupalliseen pietsoelementtiin kuparista sorvattu massa.

Anturi	Herkkyys (mV/g) @ 15 Hz
Anturi A.i	1080
Anturi A.ii	980
Anturi B	1180
Anturi C.i	560
Anturi C.ii	680

Taulukko 2: Valmistettujen kiihtyvyyssanturien herkkyys. Kirjaimet viittaavat kuvaan 22.

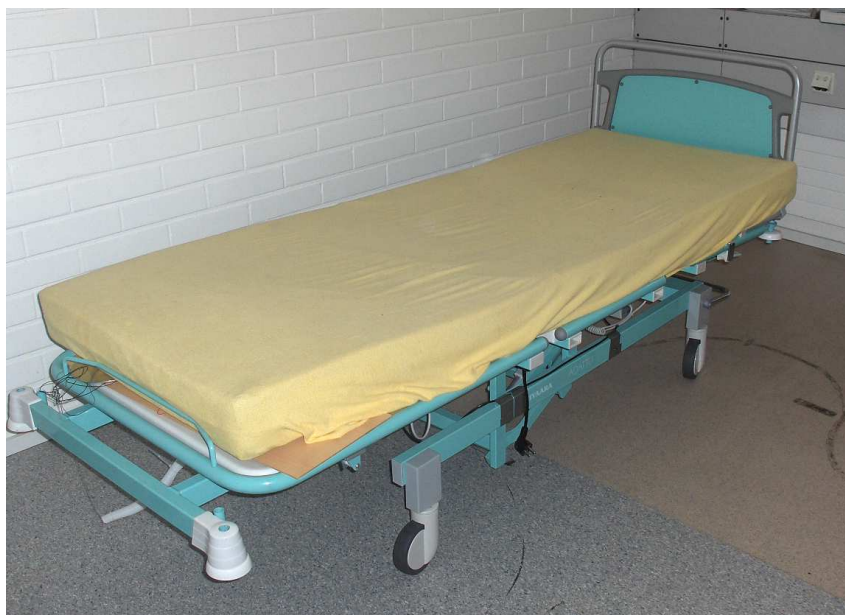
Anturien B ja C (kuva 22) herkkyksiä on mielenkiintoista verrata keskenään, koska näissä antureissa pietsokiteen omaava peruskomponentti on sama, mutta anturien massat on mitoitettu suhteessa 1:2. Vaikka herkkyys noudattavat samaa suhdetta, on huomattava, että C-tyyppiset anturit poikkeavat herkkyyskertoimistaan toisistaan n. 20%. Tämä siitä huolimatta, että anturit on nimenomaan pyritty valmistamaan mahdollisimman samankaltaisiksi.

## Kiinnitystavat ja arvio niiden vaikutuksesta signaalin voimakkuuteen

Anturilaitteille tarkoitettuihin sänkyihin käytiin tutustumassa laitteiden tulevassa käyttöympäristössä Kustaankartanon vanhustenkeskuksessa. Vaikka sängyt olivatkin eri mallisia, kaikki olivat potilassänky-tyyppisiä (kuva 23). Tällaisen sängyn runko koostuu pääosin metalliputkista, ja se pystytään moottorin avulla muuttamaan erilaisiin muotoihin. Nämä ominaispiirteet eroavat selvästi sängystä, jolla laitetta oli aikaisemmin testattu (kuva 24): laverisänky, jossa on yhtenäinen pohjalevy. Sen lisäksi, että sängyt saattavat johtaa BKG-signaalin värähtelyjä eri tavalla, myös



anturilaitteen kiinnitysmahdollisuudet ovat niissä erilaiset.



Kuva 23: Sovelletun elektroniikan laboratorion tiloissa sijaitseva potilassänky.

Ideaalisessa tapauksessa laitteen kiinnitysmekanismi olisi siinä määrin yleiskäyttöinen, että se olisi käyttökelpoinen mahdollisimman monentyyppisen sängyn kanssa. Tässä osiossa esitetyjä ratkaisuja ei kuitenkaan tule ottaa ehdotuksina lopullisiksi kiinnitysmekanismeiksi. Projektin laitteisto, ja sitä kautta kotelointi, on yhä avoimena muutoksille, mistä johtuen kiinnitystavan jalostaminen ei tässä vaiheessa ole tarkoituksenmukaista. On kuitenkin tärkeää tietää, saadaanko esim. metalliputken ympärille kiinnitetystä laitekotelosta kaapattua hyvänlaatuista signaalia. Seuraavaksi kuvaillaan kaksi tällaista mittausta varten kehitettyä kiinnitystapaa, sekä mittauksia, joilla niiden vaikutusta signaalin vastaanottamiseen tutkittiin.

### Kiinnitystapojen mekaaninen kuvaus

Potilassängyissä mahdolliset kiinnityskohdat ovat pääosin putkimaisia. Tasomaisten pintojen hyödyntämistä vaikeuttaa se, että ruuvireikien ja vastaavien poraaminen sänkyihin ei inhimillisistä syistä johtuen voi tulla kysymykseen. Myös erilaisten kaksipuolisten teippien käytöstä kiinnitysvälineinä on ollut pelkästään huonoja kokemuksia projektin aikana - ne eivät jaksa kannatella laitekoteloa pitkiä aikoja.

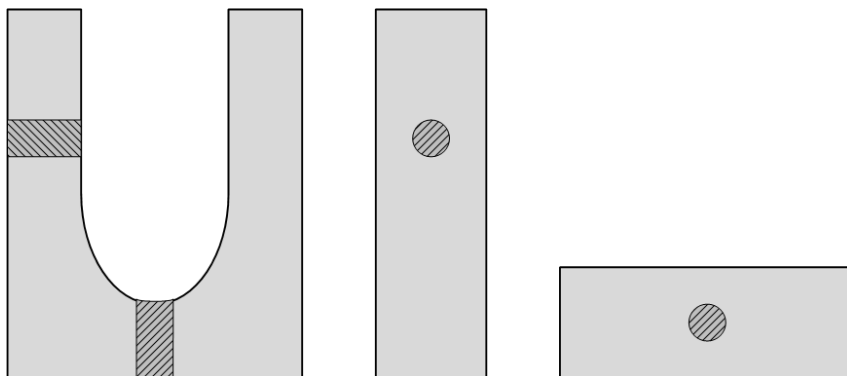
Putkirakenteita varten on saatavilla monenlaisia kiinnikkeitä. Valitettavasti valtaosa näistä sopii huonosti projektin tarpeisiin, lähinnä kahdesta syystä: ne on usein mitoitettu tiettyä halkaisijaa varten - näissä on eroja sekä sängyjen että yksittäisen sängyn putkien välillä - ja ne ovat suljettuja, so. kiinnikkeen on ulotuttava putken koko piirin ympäri. Jälkimmäinen on pulmallista, koska sängyissä putkea reunustaa useimmissa kohdissa jokin rakenne, esim. pohjalevy tai päätylevy. Halkaisijaltaan säädettäviä ja toisesta päästä avoimia kiinnikkeitä löytyi erikoisliikkeistä mm. AV-



Kuva 24: Potilassängyn lisäksi mittauksia tehtiin myös tavallisella puulaverisängyllä. Näiden rakenteelliset erot ovat selkeät ja mittauksilla haluttiin selvittää, miten tämä näkyy anturilaitteen toiminnassa.

laitteiden ripustukseen, mutta nämä olivat keskimäärin joko liian painavia, isokoisia tai kalliita.

Paremmen vaihtoehdon puutteessa päädyttiin valmistamaan itse sopivan muotoinen kiinnike (kuva 25). Sillä on yksinkertainen U-muotoinen rakenne, jossa on ruuvireikä kiristystä varten ja toinen laitekotelon kiinnitystä varten.



Kuva 25: Yksi mahdollinen kiinnitystapa anturilaitteelle. U-kirjaimen muotoinen rakenne soveltuu putken ympärille kiristettäväksi. Kotelo liitetään kiinnikkeeseen pohjan läpi kulkevan ruuvireiän kautta.

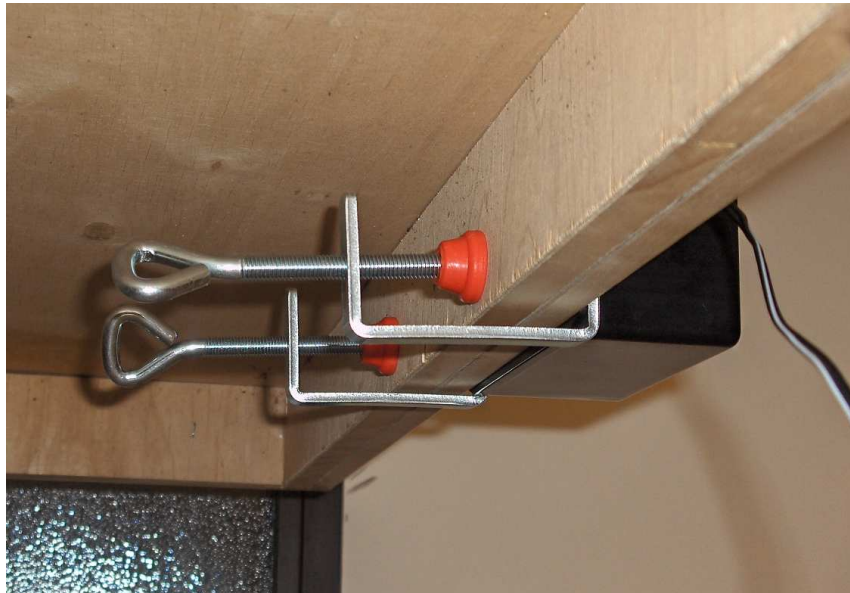
Siltä varalta, että anturilaitetta haluttaisiin käyttää sängyssä, jossa putkikiinnitys ei ole mahdollinen, kokeiltiin myös tasomaiseen pintaan soveltuvaa kiinnitystapaa (kuva 26). Tässä käytettiin ruuvipuristimia painamaan anturilaitteen runko ta-



sopintaa vasten. Luonnollisesti tämä on mahdollista vain, jos laite voidaan sijoittaa tasopinnan reunaan. Koteloon tarvitaan myös jokin pinta, johon puristin voi tarttua ja joka kestää kohtuullisen puristusvoiman. Testausta varten tähän havaittiin toimivaksi ratkaisuksi *wall-mount* -tyyppinen kotelo, jonka sivuilta löytyvät ulokkeet soveltuvat hyvin kiinnitystä varten.



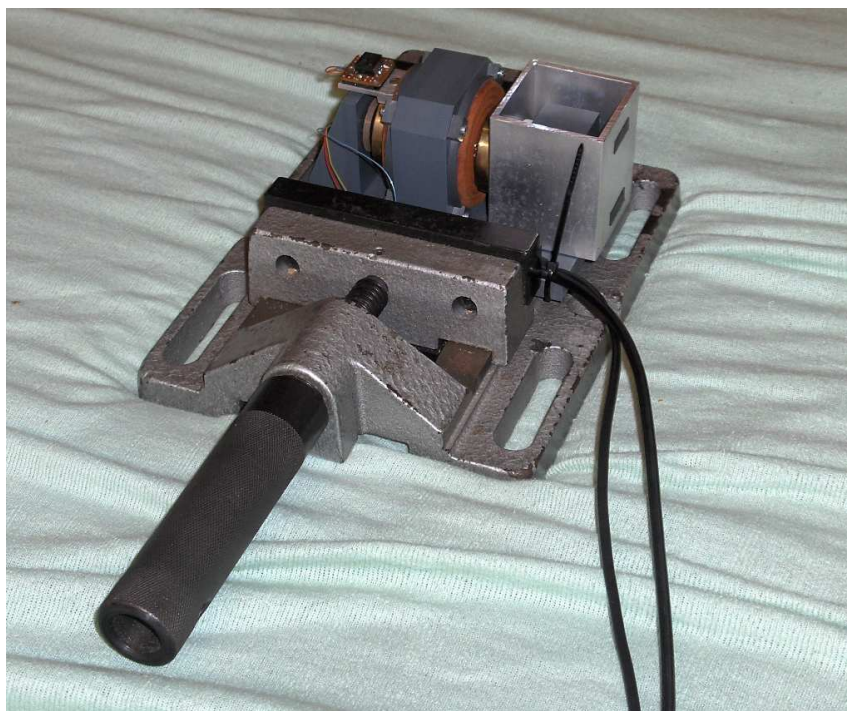
Kuva 26: Puusängyllä tehdyissä mittauksissa laitteen kotelo kiinnitettiin ruuvipuristimilla sängyn pätyyn.



Kuva 27: Ruuvipuristimien käyttö kiinnityksessä.

## Kiinnitystavan vaikutus signaaliin

Projektin aikaisemmassa vaiheessa anturilaitetta oli käytetty ainoastaan liittämällä anturit suoraan mittauksen kohteena olevaan sänkyyn. Kiinnitysmekanismien kehityksen yhteydessä oltiin kiinnostuneita siitä, vaimentuuko signaali merkittävästi, kun anturit siirretään sängyn rungosta laitekotelon sisälle. Tätä selvitettiin mittaamalla värähtelyn voimakkuutta tietyssä sängyn pisteessä, ensin kiinnittämällä anturi suoraan sänkyyn, sitten kiinnittämällä se kotelon kautta sänkyyn. Tämän jälkeen verrattiin signaalien voimakkuuksia toisiinsa. Lisäksi anturien kohdalla kokeiltiin erilaisia kiinnitystapoja - sinitarraa, kaksipuolista teippiä, ruuveja - niiden liittämiseksi koteloon tai sänkyyn. Mittaukset toistettiin potilassängyn lisäksi puisella laverisängyllä, pois lukien tietenkin putkikiinnitys.



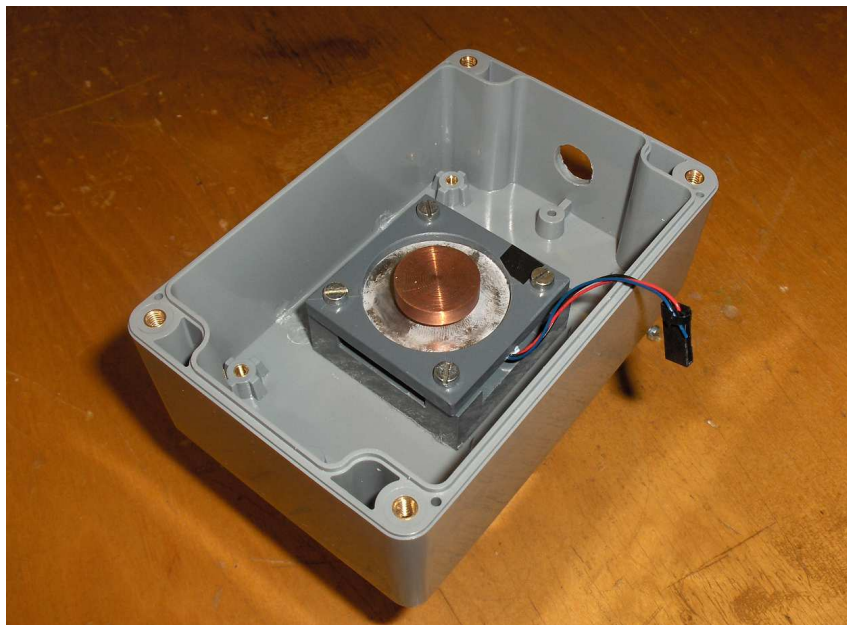
Kuva 28: Jotta värähtelijä saataisiin pysymään paikallaan mittauksen ajan, se kiinnitettiin kuvan mukaiseen puristimeen.

Sängyt saatiin värähtelemään käyttäen aiemmin kuvattua puhekelavärähtelijää. Se sijoitettiin raskaaseen kehikkoon (kuvan 28 puristin) patjan päälle, jotta se ei pääsisi siirtymään mittauksen aikana. Laitetta ei haluttu kiinnittää suoraan runkoon, koska se ei ollut molemmissa sängyissä mahdollista (potilassängyssä ei ollut pohjalevyä) ja koska tällainen tilanne vastaa paremmin ihmisen sängyn aiheuttamaa värähtelyä.

## Kiinnitysmittausten tulokset

Mittauksista yleisesti tehtävä johtopäätös on, että kotelon sisällä olevan anturin tapauksella ja sängyn runkoon kiinnitetyn anturin tapauksella ei ole ratkaisevaa eroa

signaalivoimakkuuden kannalta. Signaali on luonnollisesti aina voimakkaampi suoran kiinnityksen tapauksessa, mutta ero on pääsääntöisesti alle 10%. Monesti ero on niin pieni, ettei mittausepävarmuuksien nojalla sitä edes pystytä toteamaan. Heikoimmin signaali johtuu kotelon sisään vaakasuuntaisesti sijoitetulle anturille, siis kotelon “kattoon”. Mitään eroja itse anturin kiinnitystapojen - sinitarra, kaksipuolinen teippi, ruuvit - ei pystytty mittaustarkkuuden puitteissa havaitsemaan. Tämä pätee sekä suoran kiinnitykseen, että tapaan jolla anturi kiinnitetään laitekoteloon. Erojen voidaan olettaa olevan niin pieniä, että ne ovat muiden tekijöiden rinnalla olemattomia.



Kuva 29: Kiihtyvyysanturin kiinnitys laitekoteloon. Ruuvauksen lisäksi mittauksissa kokeiltiin anturin kiinnittämistä kotelon seinämään sinitarralla sekä kaksipuolisella teipillä. Kiinnitystavalla ei havaittu olevan merkittävää vaikutusta signaalin amplitudiin.

Ennen mittauksia kannettiin huolta siitä, saadaanko kotelon kautta tarpeeksi vahva signaali jo kehitettyjen DSP-algoritmien tarpeisiin. Tulokset kuitenkin osoittavat, että ylivoimaisesti suurin vaikutus signaalin voimakkuuteen on kiinnityskohdalla, ja että kiinnitystavalla on tähän verrattuna pieni vaikutus. Kiinnityskohtaa sopivasti muuttamalla saatiin parhaassa tapauksessa n. 300%:n muutos signaalin voimakkuudessa, vaikka kaikki muut muuttujat pyrittiin pitämään vakioina. Puusängyn tapauksessa näin merkittäviä vaihteluita ei kohdattu, vaikkakin selvitystä ei tehty laajamittaisesti; toisin kuin potilassängyssä, puusängystä ei yksinkertaisen rakenteensa johdosta löydy useita toisistaan merkittävästi poikkeavia kiinnityskohtia.

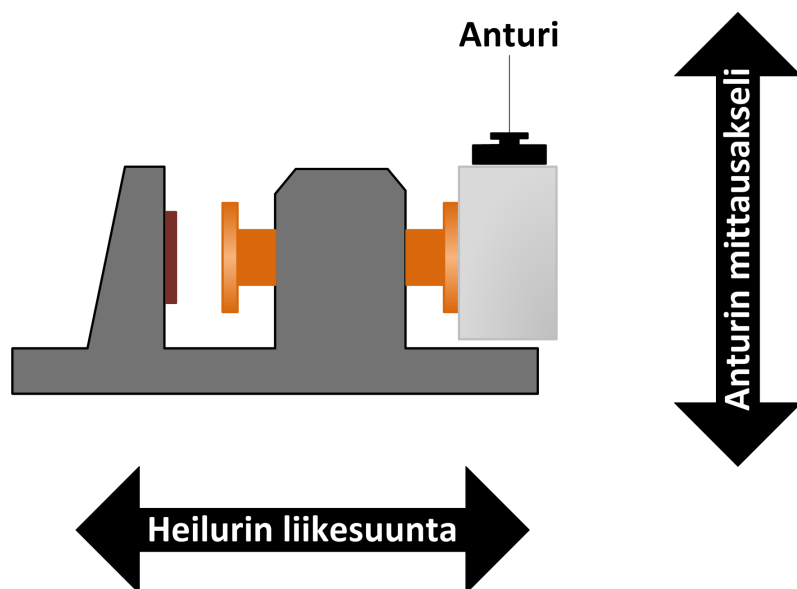
Lisäksi mittauksissa tehtiin sellainen mielenkiintoinen havainto, että vaakasuuntaista värähtelyä käytettäessä saatiin toisinaan pystysuuntaista värähtelyä mittaavasta anturista voimakkaampi signaali, kuin vaakasuuntaa mittaavasta anturista. Tätä ilmiötä tarkastellaan seuraavassa osiossa.

## Vaaka- ja pystysuuntaisen värähtelyn erottelu

Teorialuvussa selostettiin, kuinka vaaka- ja pystyanturien signaalien korrelaatiota käytetään läsnäolon tunnistukseen. Sydämen ballistokardiografisen signaalin oletetaan kytkeytyvän antureihin pääasiassa yhdessä suunnassa, jolloin henkilön asetuttua makaamaan sänkyyn, vain toinen antureista havaitsee merkittäviä muutoksia mittaamassaan värähtelyssä. Tällöin pysty- ja vaakasuuntaisten signaalien keskinäisen korrelaation voidaan katsoa vähenevän. Jos taas sydämen tuottama signaali pystytään erottamaan selkeästi molemmissa mittaussuunnissa, korrelaatiossa ei oletavasti tapahdu suuria muutoksia. Näin ollen paikallaoloalgoritmin toiminnan kannalta on kriittistä, että anturijärjestelmä pystyy erottelemaan vaaka- ja pystysuuntaisen värähtelyn toisistaan. ts. että pystysuuntainen värähtely ei aiheuta vastetta vaakasuuntaista värähtelyä mittaavassa anturissa ja päinvastoin.

Mitkä tekijät pystyvät heikentämään sänkyanturilaitteen kykyä tehdä tätä erotelua? Ensimmäiseksi päätettiin selvittää, onko itse anturissa jotain, joka selittäisi ongelman. Tämän osalta tehtiin mittauksia anturien herkkyysmittauksien yhteydessä. Tuloksia on analysoitu alla. Laitteen testauksessa ilmeni myös muita erottelukykyyn liittyviä ongelmia, koskien mm. sängyn rakennetta ja kehon asentoa.

### Anturien poikittaisherakkyys



Kuva 30: Anturien poikittaisherakkyttä mitattiin asettamalla anturi värähtelijään siten, että suunta jossa se mittaa on kohtisuorassa heilurin liikesuuntaa vastaan. Ideaalissa tapauksessa anturin ei tällöin pitäisi tuottaa lainkaan signaalia. Vertaamalla “väärässä” suunnassa mitattua signaalia ja heilurin suunnassa mitattua signaalia keskenään, saadaan laskettua anturin poikittaisherakkyys.

Anturien kykyä erotella pysty- ja vaakasuuntaista värähtelyä testattiin kuvan 17 laitteistolla. Anturi kiinnitettiin heilurilaitteen kehikkoon siten, että akseli jol-



la se mittaa, oli kohtisuorassa heilurin värähtelysuuntaan nähden (kuva 30). Mittaus toistettiin siirtämällä anturi ”normaaliin” mittausasentoon. Anturien kummasakin tapauksessa tuottamia jännitteitä verrattiin keskenään, jotta saatiin selville, kuinka suuri osuus värähtelystä näkyy ”väärässä” suunnassa. Värähtelijän amplitudi säädettiin VTI:n referenssianturin avulla vakioksi tapausten välillä. Mittaus tehtiin asettaen värähtelijä sekä pysty- että vaaka-asentoon.

Erottelukykyä testattiin kahdella anturilla, joissa käytetyt painot olivat selkeästi erisuuruisia. Tuloksista nähdäänkin (liite A), että pienemmällä painolla erottelukyvyyssä ei esiintynyt mitattavaa virhettä. Suuremmalla massallakin tällainen virhe esiintyi merkittävänä ainoastaan värähtelijän toimiessa pystysuunnassa. Tämän voi otaksua johtuvan siitä, että painovoimasta aiheutuva momentti, jonka anturiin kiinnitetty paino kohdistaa anturikiekkoon on tällöin suurimmillaan.

Erottelukyvyyssä esiintyi korkeimmillaan n. 12%:n virhe. Tämä suuruusluokka ei kuitenkaan riitä selittämään anturilaitteen testauksessa ilmenneitä heikkouksia erottelukyvyyssä ja anturien voidaan todeta olevan ominaisuuksiltaan näiltä osin riittäviä.

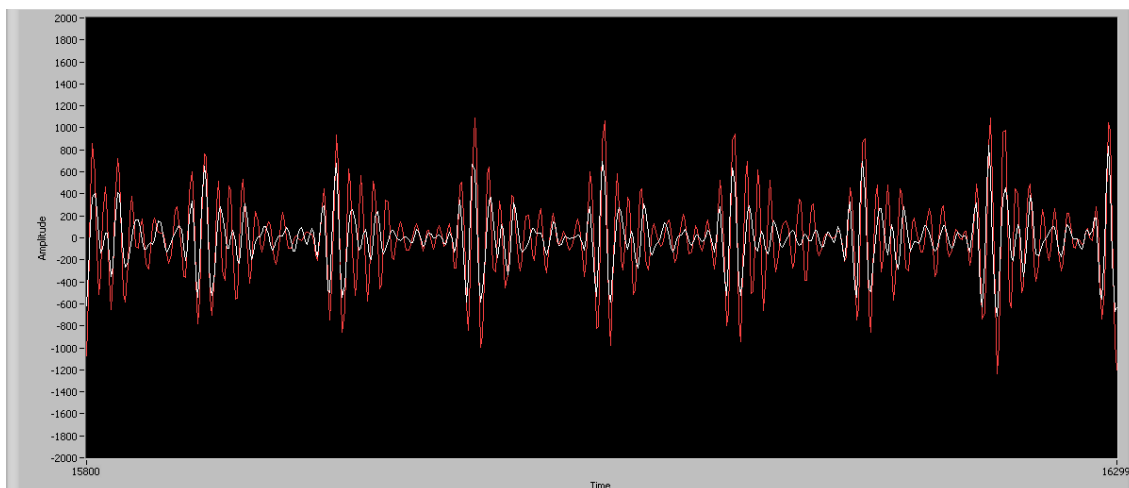
### **Sängyn vaikutus värähtelysuuntaan**

Anturilaitteen kiinnitystapoja tutkittaessa tehtiin mittauksia, joissa mekaaninen värähtelijä oli kiinnitetty sänkyyn ja sen tuottamaa värähtelyä mitattiin kiihtyvyyssantureilla eri puolilta sänkyä. Anturit kiinnitettiin suoraan sängyn runkoon kaksipuolisella teipillä, ja mittaukset tehtiin yhtä anturia käyttäen herkkyyserojen vaikutuksen eliminoimiseksi. Värähtelijä oli asemoitu siten, että se värähtelisi vaakatasossa sängyn pituusakselin suuntaisesti. Tällöin olisi luonnollisesti odotettavissa, että pituussuunnassa mittaavassa anturissa nähtäisiin voimakas signaali, ja pystysuunnassa heikko signaali. Tästä poikettiin todellisuudessa kuitenkin merkittävästi.

Mittauksissa käytettiin kahta erilaista sänkyä (kuvat 23 ja 24). Puusängyn tapauksessa heilurin nimellisesti vaakasuora värähtely ilmestyi pysty- ja vaakasuuntaisiin antureihin n. suhteessa 1:2; voimakkaampi signaali mitattiin ”oikeassa” suunnassa. Suhde vaihteli jonkin verran kiinnityskohdasta riippuen. Potilassänkyä käytettäessä vaakasuora värähtely mitattiin voimakkaampana *pystysuorassa* suunnassa, parhaimmillaan jopa n. suhteessa 4:1 ja pienimmilläänkin suhde oli vain n. 1:1. Sängyn rakenteella on selkeästi huomattava vaikutus tapaan, jolla värähtely välittyy antureille.

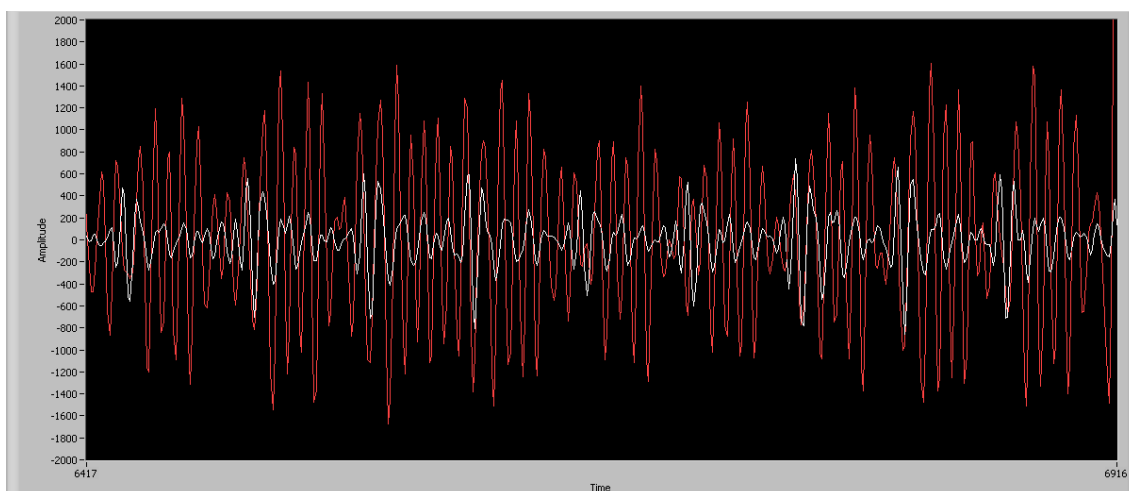
### **Potilaan vaikutus värähtelysuuntaan**

Yllä olevan mittausjärjestelyn monella tapaa keinotekoinen korvike oikealle potilaalle rajoittaa johtopäätösten tekemistä laitteen toimintakyvystä. Ehkä itse signaalilähteessä, tai sen kiinnityksessä, on jotain, joka aiheuttaa värähtelyn muuntumisen vaakasuunnasta pystysuuntaan? Vastaavanlaista mittausta ei ihmisellä pystytä suorittamaan, koska tämä on signaalilähteenä kovin arvaamaton. Ihmiskohteen vaikutusta värähtelysuuntaan voidaan kuitenkin arvioida kvalitatiivisesti mittaussignaalia tarkastelemalla.



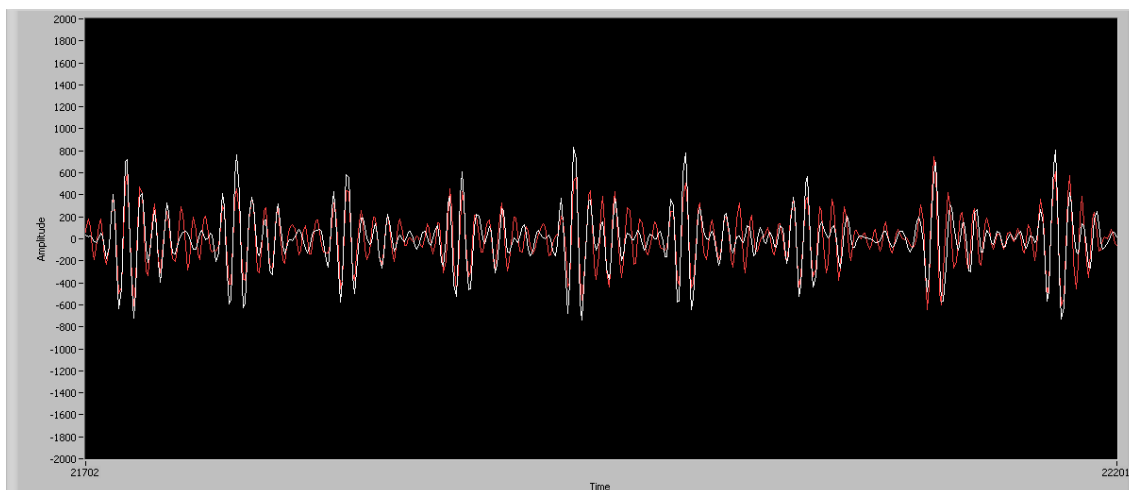
Kuva 31: Kiihtyvyyssignaalia selällään makaavasta henkilöstä. Punainen kuvaa pystysuoraa kiihtyvyyttä, valkoinen vaakasuoraa.

Kuvissa 31-33 on esitetty pysty- ja vaaka-anturien signaalia, kun sängyssä maa ihminen. Asentoa muuttamalla signaalivoimakkuuksien suhdetta kanavien välillä pystytään muuttamaan tilanteesta “vaakasuora signaali on voimakkaampi” (kuva 33) tilanteeseen “pystysuora signaali on voimakkaampi” (kuva 32). Tähän päästään yksinkertaisesti asentoa muuttamalla. Esim. vatsalleen kääntyminen voimistaa tehokkaasti pystysuuntaista värähtelyä.



Kuva 32: Kiihtyvyyssignaalia vatsallaan makaavasta henkilöstä. Pystysuora kiihtyvyys kasvaa selkeästi selkäpuolen tapaukseen (kuva 31).

Sängyn ympäristön värähtely pääsee antureihin sängyn jalkojen kautta. Entäpä jos toinen antureista sijaitsisikin lattialla, sängyn jalan vieressä? Tällöin jos sänky välittää lattian värähtelyn antureille sitä liemmin muuttamatta, tilanteen pitäisi olla likimain sama, kuin jos toinen antureista olisi kiinnitetty esim. sängyn pohjalevyyn. Lattialle sijoitetun anturin voisi otaksua poimivan sydämen toiminnasta



Kuva 33: Kiihtyvyyssignaalia selällään makaavasta henkilöstä, tällä kertaa siten, että anturit on siirretty sängyn vastakkaiseen pätyyn (jalkapäättyyn). Nyt vaakasuora kiihtyvyys voimistuu pystysuoraan nähden (vrt. kuva 31).

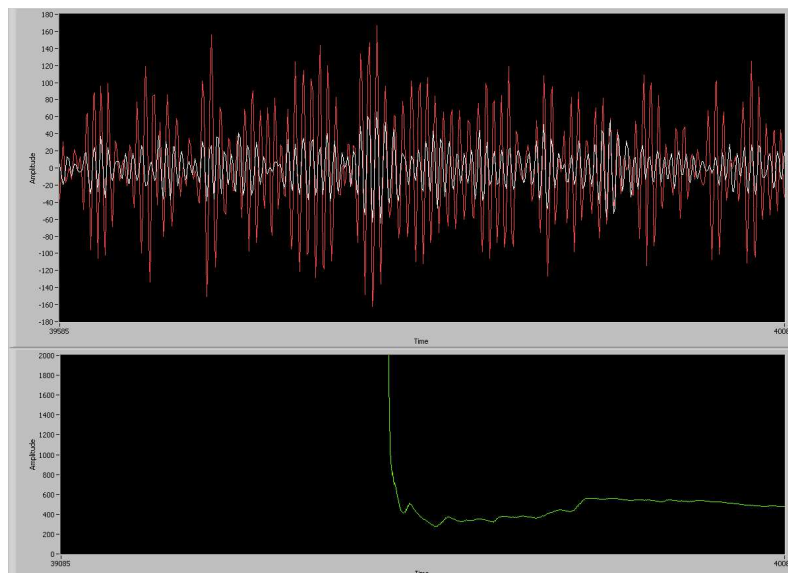
syntyvää BKG-signaalia heikommin kuin sängyssä. Näin BKG-signaali saataisiin rajattua vain toiseen mittauskanavaan, ja ympäristön värähtely näkyisi molemmissa; juuri kuten alkuperäisoletus kuului.



Kuva 34: Mittausjärjestely jossa pystysuoraa värähtelyä mittaava anturi on siirretty lattialle. Tämän toivottiin vähentävät BKG-signaalin kytkeytymistä kyseiseen anturiin, mutta säilyttävän silti ympäristöstä tulevan värähtelyn muuttumattomana.

Tätä kokeiltiin käytännössä kuvan 34 mittausjärjestelyllä. Esimerkit saaduista

signaaleista on esitetty kuvissa 35-37. Vaikkakin BKG-signaali katoaa toisesta kanavasta (kuva 37), ei ympäristöstä tuleva värähtely korreloi hyvin kanavien välillä: kuvista nähdään, että korrelaatioalgoritmin tulos lähestyy molemmissa tapauksissa samaa lukuarvoa. Ihmisen maataessa sängyssä korrelaation lukuarvo kasvaa n. 10-kertaiseksi (kuva 37), vaikka sen oletuksen mukaan tulisi pienentyä.



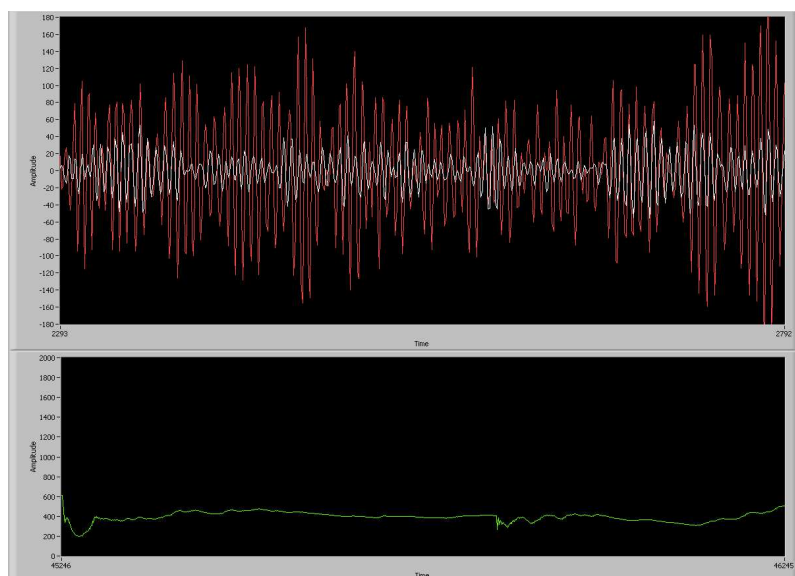
Kuva 35: Tyhjän sängyn kiihtyvyyssignaalien korrelaatiomittaus, kun toinen antureista on lattialla (kuvan 34 mukaisesti). Vihreä kuvaaja on korrelaatioalgoritmin antama lukuarvo. Algoritmi käyttää keskiarvoistusta, jolloin lukuarvon vaihtelu taasaantuu näytteiden lisääntyessä. Keskiarvoistus kestää asetuksista riippuen muutamman sekunnin. Tässä tapauksessa se lähestyy arvoa 600.

## Signaalin voimakkuuteen vaikuttavat tekijät

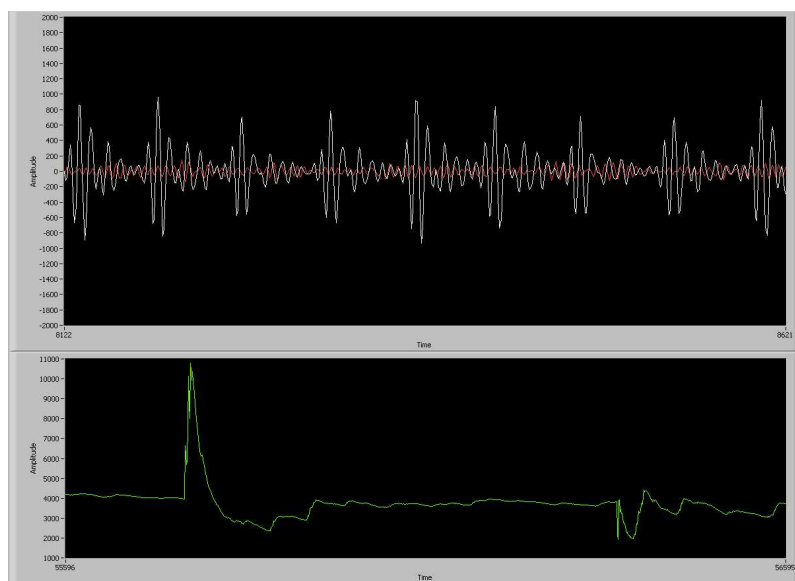
Mittauselektroniikan mitoittamisen kannalta on hyödyllistä tietää mistä osatekijöistä signaalin lopullinen amplitudi syntyy. Nämä tekijät liittyvät sekä anturin sisäiseen rakenteeseen ja toimintaperiaatteeseen että anturin ja mittauselektroniikan rajapintaan. Signaalin voimakkuuteen voidaan luonnollisesti vaikuttaa normaalin suunnittelun keinoin, esimerkiksi vahvistimilla, mutta signaalitieltä löytyy myös tekijöitä, joihin suunnittelija ei suoranaisesti pysty itse vaikuttamaan. Tämä on tärkeää ottaa huomioon erityisesti, jos kahden eri mittauskanavan halutaan tuottavan - hyvällä tarkkuudella - samansuuruisia vasteita samansuuruisilla herähteillä.

Yleisesti seurauksena on, että signaalinkäsittelylohkon siirtofunktio on riippuvainen anturin sisäisistä ominaisuuksista, eikä ainoastaan mittauselektroniikasta. Koska anturit eivät ole ominaisuuksiltaan identtisiä, niiden siirtofunktiot lopullisessa mittauspiirissä tulevat poikkeamaan toisistaan.





Kuva 36: Korrelaatiomittaus normaalilla järjestelyllä. Verrattaessa kuvan 35 tapaukseen nähdään korrelaation lukuarvon lähestyvän karkeasti samaa arvoa.



Kuva 37: Korrelaatiomittaus lattia-anturilla henkilön läsnäollessa. Korrelaation lukuarvon nähdään nousevan seuraavaan suuruusluokkaan (tässä n. 4000) tyhjän sängyn tapaukseen verrattuna, siis päinvastoin kuin algoritmin toiminta olettaa. Jos molemmat anturit ovat sängyssä, saadaan aikaan samankaltainen kuvaaja. Selvästikään anturin siirtäminen lattialle ei tuo oleellista muutosta korrelaatioalgoritmin toimintaan.

## Kiihtyvyyssanturin valmistuksesta

Kiihtyvyyssanturissa signaalin tuottaa pietsosähköisen materiaalin venyminen ja puristuminen kiihtyvyyssuuntaa vastaan. Peruskomponenttina tähän tarkoitukseen on käytetty pietsosähköistä kidettä, joka on varsinaisesti tarkoitettu käytettäväksi kaiuttimena [25]. Se koostuu metallisesta kiekosta, jonka keskeltä löytyy pietsosähköisesti aktiivinen materiaali. Kiekkoon liittyy kaksi johdinta, joista maajohdin on yhdistetty metalliosaan ja signaalijohdin pietsosähköiseen osaan. Sähkövirran ajaminen johtimiin saa aikaan muodonmuutoksen pietsosähköisessä osassa, joka edelleen johtaa kiekon värähtelemiseen. Tehokkain värähtelytaajuus riippuu komponentin rakenteesta.

Vastaavanlaisia komponentteja on saatavana suurin määrin eri valmistajilta. Ne eroavat toisistaan pääosin koon, pietsosähköisen materiaalin määrän, ominais- tai 'keskitaajuuden' ja sisäisen kapasitanssinsa osalta.[25] [32]

Anturiin valitun pietsoelementin käyttötarkoituksesta johtuen sen ominaistajuus on kilohertsin suuruusluokassa, eli se poimii tehokkaimmin signaaleja näillä taajuuksilla. Projektin tarpeita varten taajuutta on laskettava alaspäin. Tämä on toteutettu kiinnittämällä kiekon tyhjälle puolelle kuparista sorvattu massa. Kiinnitys kiekkoon on tehty liimalla tai kaksipuolisella teipillä. Kiinnitystavan vaikutusta signaaliin ei ole tutkittu.

Massan muotoilussa painopiste on pyritty pitämään lähellä kiekon pintaan. Tässä ajatuksena on se, että massan kiekkoon kohdistama vääntövoima olisi mahdollisimman pieni. Aikaisemmin todettiin, että suurta massaa käytettäessä anturi poimii kiekon tason suuntaista värähtelyä, jos se tapahtuu painovoima-akselin suunnassa.

Kiinnitystä varten pietsokiekko on liimattu muovista valmistettuun kehikkoon. Testikäytössä kehikon kiinnitys mittaushäkkiin on tehty ruuveilla, kaksipuolisella teipillä ja sinitarralla. Tällä ei havaittu olevan merkittävää vaikutusta signaalin voimakkuuteen.

## Massa

Signaalin amplitudilla ja lisäpainon massalla on selkeä yhteys. Vaikka näiden välille voidaan teorian pohjalta arvioida verrannollisuus, on tämä vaikeaa johtuen systeemin mekaanisesta monimutkaisuudesta [30]. Massan vaikutuksesta saatiin karkea kuva rakentamalla anturit, jotka käyttävät samaa pietsokomponenttia pohjana, mutta joiden massat eroavat toisistaan. Projektia varten oli jo valmiiksi rakennettu kuvasa 22 keskellä esitetty anturi ja tälle rakennettiin kaksi kappaletta kopioita, joiden massat mitoitettiin 1/2:een alkuperäisestä. Herkkyys laski myös suunnilleen samaa suhdetta noudattaen, mutta näin pienen testikappalemäärän perusteella on vaikea kvantifioida riippuvuutta tarkemmin.

## Pietsosähköisen materiaalin määrä

Projektia varten alunperin valmistettu anturipari käytti samankokoisia ja -muotoisia massoja, sekä samaa pietsosähköistä komponenttia. Kuitenkin anturien herkkyyksiä mitattaessa havaittiin merkittäviä eroja anturien välillä. Sama tilanne toistui

myöhemmin, kun anturien kokoa haluttiin pienentää ja valmistettiin uusi anturipari. Näissä käytettiin perusosana eri valmistajan pietsosähköistä anturia. Painot olivat jälleen identtiset kummassakin kappaleessa. Myös tällä anturiparilla esiintyi mitattavia eroja herkkyydessä.

Yksi anturin sisäisistä, herkkyyteen vaikuttavista tekijöistä on pietsokiteen koko. Vaikka testikappaleita onkin vähän, tuloksista voidaan päätellä, että kiteen koko vaihtelee saman mallin eri yksilöiden välillä ja aiheuttaa näin herkkyyseroja, kun muut parametrit anturien välillä pyritään vakioimaan. Pietsokiteen suuruutta on helpompi käsitellä kapasitanssin kautta.

### **Anturin sisäinen kapasitanssi**

Pietsosähköisen anturin sijaiskytkennässä pietsokiteen toimintaa kuvataan kondensaattorilla. Tässä yhdistyvät dielektrisen kertoimen kautta kiteenä käytetyn materiaalin ominaisuudet, sekä mittojen kautta kidemateriaalin määrä. Yllä mainittiin pietsosähköisen materiaalin määrän vaihtelevan anturikohtaisesti. Tämän vaikutuksia on elektronisen toteutuksen kannalta hyödyllisempää tarkastella kapasitanssin avulla.

Projektissa käytettyjen anturien sisäiset kapasitanssit ovat nanofaradien suuruusluokkaa. Valmistajat ovat tuoteselostuksissaan määritelleet kapasitanssiarvoille toleranssit, jotka käytössä olleilla antureilla olivat 5-20 %:ia. [25] [32]

Kapasitanssin tärkeys piirin mitoituksessa liittyy anturin liittämiseen mittausjärjestelmän varausvahvistimeen. Anturi ja varausvahvistin muodostavat yhdessä ylipäästölohkon (kuva 8), jonka vahvistus riippuu pääosin anturin kapasitanssista ja vahvistimen takaisinkytkennän kapasitanssien suhteesta. Kahden identtisesti mitoitettun mittauskanavan tapauksessa tämä johtaa vahvistuseroon kanavien välillä, koska antureilla ei todennäköisesti tule olemaan identtiset kapasitanssit. Nyt jos eroa tätä pyritään kompensoimaan varausvahvistimen puoleista kapasitanssia muuttamalla, tullaan samalla muuttaneeksi mittauskanavan kulmataajuutta (ks. kaava 7.)

### **Muita tekijöitä**

Vaikeimmin kvantifioitava vaikuttaja anturien epäideaalisuuksiin on niiden valmistus; jokainen valmistusvaihe (pois lukien pietsokiteen valmistus) tehdään käsin. Tämä johtaa eroihin painojen muodossa, niiden kiinnityksessä (esim. liiman määrä) ja kiinnityskohdassa, kiekon kiinnityksessä kehikkoon jne.

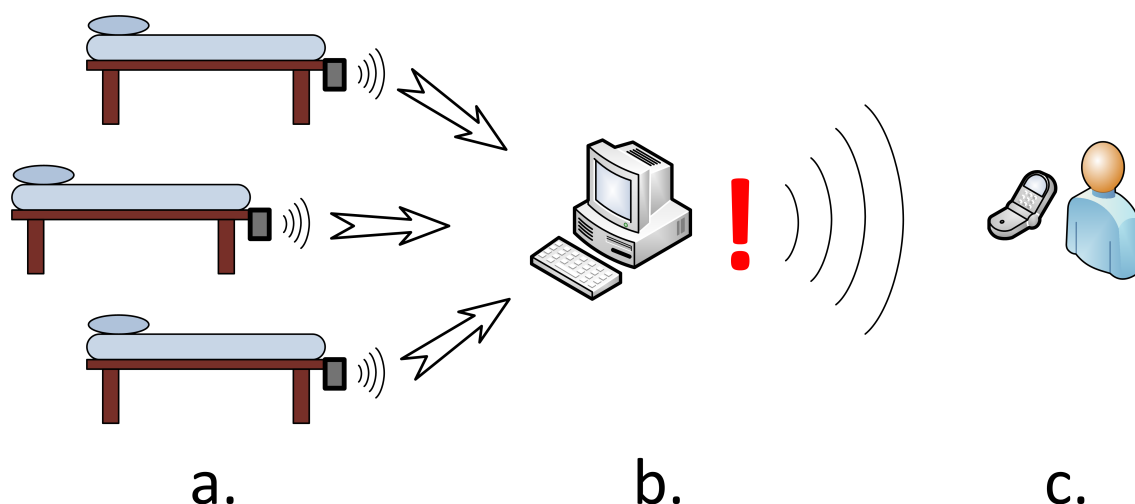
### **Vaatimukset hallintajärjestelmälle**

Anturilaitteen toimintakuntoon saattaminen ei vielä itsessään tuota mitään hyödyllistä kokonaisuutta. Tarvitaan järjestelmä, joka kerää anturien tekemät havainnot - tarpeen vaatiessa useasta eri laitteesta - ja informoi niistä laitteen käyttäjää. Myös erilaiset vikatilat on havaittava, ja siinä tapauksessa, että järjestelmä ei pysty niitä itse korjaamaan, on niistäkin tehtävä ilmoitus asiaankuuluvalla henkilöllä. Tällainen hallintajärjestelmä puuttuu edelleen projektista. Järjestelmän toteuttaminen on on-

neksi kuitenkin suoraviivainen prosessi; siihen ei sisälly toistaiseksi ylitsepääsemättömiä ongelmia, jotka vaatisivat perusteellista lisätutkimusta.

Hallintajärjestelmän kehitys on järkevintä aloittaa anturilaitteen spesifikaatioiden varmistuttua, koska elektronisen laitetoteutuksen ratkaisut vaikuttavat sovelluskehitykseen hallintajärjestelmän puolella. Tärkein näistä on langattoman kommunikation mahdollistava laitteisto, koska se linkittää anturilaitteen mikroprosessorin ja PC-päätteen sovelluksen toisiinsa. Myös tapa, jolla mittausdataa käsitellään, vaikuttaa hallintajärjestelmän monimutkaisuuteen. Ovatko signaalinkäsittelyn algoritmit laskennallisesti riittävän kevyitä, jotta ne voidaan suorittaa anturilaitteen puolella? Tällöin vain pieni määrä dataa on siirrettävä laitteen ja PC-päätteen välillä, ja tiedonsiirron toteutus on helpompaa. Projektin aikana hallintajärjestelmästä kehitettiin prototyyppi Labview-ohjelmistolla. Seuraavaksi puretaan siitä tehtyjä havaintoja ja selostetaan sen rakenne. Vaikka prototyyppi ei saavuttanut riittävää toimintakykyä oikeaa käyttöä varten, lopullinen hallintajärjestelmä tulee todennäköisesti omaamaan samat korkean tason ohjelmistokomponentit.

### Hallintajärjestelmän yleiskuvaus



Kuva 38: Kokonaiskuva sänkyanturijärjestelmästä. Itsenäiset anturilaitteet (a.) lähettävät langattomasti mittaustuloksensa PC:lle, jossa hallintajärjestelmää ajetaan (b.). Hallintajärjestelmä tekee päätöksen siitä, onko aiheellista tehdä ilmoitus vastuussa olevalle hoitohenkilölle (c.).

Fyysinen laitekokonaisuus voidaan esittää kuvan 38 mukaisena. Järjestelmään kuuluu haluttu määrä sänkyantureita (38.a), jotka on sijoitettu riittävän lyhyen matkan päähän niiden tietoja vastaanottavasta laitteesta (38.b). Tämä etäisyys riippuu käytetystä kommunikaatioteknologiasta. Bluetooth-laitteilla maksimietäisyys on sisätiloissa tyypillisesti 30 metriä [5]. Anturidata vastaanotetaan ja käsitellään PC-päätteellä (38.b), joka tekee päätöksen siitä, onko käyttäjälle syytä tehdä ilmoitus jostakin tapahtumasta. Tämä voi sängystä poistumisen lisäksi olla esim. yhteyden

katkeaminen anturilaitteen ja PC:n välillä. Käyttäjän ja PC-päätteen yhdistää jokin langattomaan kommunikaatioon pystyvä laite (38.c), esim. GSM-modeemi, jota PC pystyy ohjaamaan. Näin ilmoitukset pystytään tekemään suoraan käyttäjän matkapuhelimeen.

## Sovellusohjelman rakenne

### 1. Datayhteys

Datayhteys-moduulin tehtävänä on muodostaa ja ylläpitää tietoliikenneyhteyttä anturilaitteen lähettimeen. Lisäksi moduulin on pystyttävä havaitsemaan yhteyden katkeaminen, jotta tästä voidaan tehdä ilmoitus käyttäjälle. Toteutuksen yksityiskohdat riippuvat luonnollisesti käytetystä tietoliikenneprotokollasta.

Prototyypissä käytettiin RS232-tyyppistä yhteyttä, joka on yksinkertaisuutensa vuoksi hyvä valinta protokollaksi. Lisäksi sille löytyy laajalti tukea sekä sovellus- että laitteistopuolella.[4] Sovellusohjelman ja anturin välinen tietoliikenne käyttää Bluetooth-teknologiaa. Bluetooth tarjoaa sarjaporttiemulaation, joka piilottaa sovelluskehittäjältä varsinaisen Bluetooth-toiminnallisuuden ja käyttäytyy ulkoisesti kuin tavallinen sarjaportti [41].

Yhteys anturilaitteeseen muodostetaan avaamalla sarjaportti, jonka PC:n Bluetooth-vastaanotin on varannut anturilaitteen käyttöön. Vastaanottimen ajuri suorittaa tarvittavat Bluetooth-käskyt yhteyden avaamiseksi. Yhteyden laadun tai toimivuuden tiedusteluun ei suoranaisesti löydy tukea RS232:sta [4]. Prototyypissä yhteyden katkeaminen todetaan, jos anturilaitteelta ei vastaanoteta dataa tietyn ajanjakson sisällä. Tällöin moduuli pyrkii avaamaan yhteyden uudelleen. Samalla koska RS232:ssa ei ole mahdollista tunnistaa Bluetooth-yhteyden katkeamista, ei ole myöskään tapaa tunnistaa sen syntymistä. Näin ollen yhteyden katkettua sen palautumisen havaitseminen on myös sovellusohjelman vastuulla. Prototyypissä palautuminen tunnistetaan yksinkertaisesti siitä, että sarjaporttiin alkaa jälleen kertymään dataa. Yhteyden luomiseksi sarjaportti avataan säännöllisin väliajoin (sarjaportin avaaminen aiheuttaa yhteyspyyntöön liittyvien Bluetooth-käskyjen lähtemisen PC:n Bluetooth-laitteistolle), kunnes yhteys korjaantuu.

Datayhteyksiä tarvitaan luonnollisesti anturilaitteita vastaava määrä. Moduulin toiminnoilla on kuitenkin useassa kohdassa mahdollisuus pysäyttää moduulin suoritus, koska se jää odottamaan jotakin ulkoista tapahtumaa - esim. yhteyden katketessa on odotettava, että anturilaitteen tiedonsiirto palautuu, ennen kuin voidaan jatkaa datan lukemista. Tästä johtuen datayhteysmoduuleita on järkevää ajaa rinnakkain, yksi kutakin yhteyttä kohti, jotta yhden pysähtyessä muut pystyvät jatkamaan toimintaansa normaalisti. Tällainen toteutus pystytään tekemään helposti millä tahansa säikeistystä tukevalla ohjelmointikielellä.

### 2. Datavirran käsittely

Anturilaitteet lähettävät datansa ns. ikkunoissa, jotka koostuvat kaikista mittausparametreista, jotka laite on tallentanut tietyllä näytteistyskerralla. Koska ikkunat tulevat datavirrassa yhtenäisenä bittijonona, tarvitaan jokin tapa erottaa ikkunat toisis-

taan. Prototyypissä tämä on toteutettu lisäämällä jokaisen ikkunan alkuun ns. erotusmerkkijono, joka koostuu yhdestä tai useammasta ennalta määrätystä merkistä. Etsimällä näitä merkkijonoja datavirrasta, pystytään löytämään ikkunoiden alkamiskohdat ja pilkkomaan datavirta erillisiksi ikkunoiksi. Tätä varten sovellusohjelma tarvitsee yksinkertaisen kirjaston merkkijonojen käsittelyyn sekä FIFO-tyyppisen säiliön datavirran puskurointia varten.

### 3. Tapahtumien havaitseminen

Anturin signaali on lopulta muunnettava tiedoksi siitä, onko tarpeen tehdä ilmoitus potilaan sängystä poistumisesta. Tämän moduulin laajuus riippuu siitä, kuinka pitkälle vieviä johtopäätöksiä anturilaitteen mikroprosessorilla suoritettava signaalinkäsittely pystyy tekemään. Toivottu tilanne olisi sellainen, jossa anturilaitte pystyy lähettämään yksinkertaisen paikalla/ei paikalla -muuttujan sängyn tilasta. Näin vaadittu tiedonsiirtokapasiteetti olisi alhainen ja tiedonkäsittelyn taakka jakautuisi tasaisemmin PC:n ja anturilaitteiden välille.

Yksinkertaisen pois/päällä -signaalin tapauksessakin tarvitaan jonkin verran ylimääräistä ohjelmalogiikkaa, jotta ilmoituksia ei tehdä liian usein, liian herkästi (hyvin lyhytaikaiset poissa/päällä -signaalit) tai esim. väärin kellonaikoihin.

### 4. Tapahtumista ilmoittaminen

Kun sovellusohjelma on todennut tarpeelliseksi tehdä ilmoituksen jostakin tapahtumasta, on tämä viesti toimitettava käyttäjälle. Viestin vastaanottava laite tulee todennäköisimmin olemaan matkapuhelin, joka asettaa rajoitukset tämän moduulin toteutustavoille. Yksinkertaisimmillaan yhteydenpito tapahtuu GSM-verkon välityksellä, jolloin moduulin on pystyttävä ohjaamaan GSM-toiminnallisuuden omaavaa laitetta, kuten esimerkiksi GSM-modeemia. Nämä ymmärtävät yleensä AT-syntaksin GSM-laajennuksen komentoja, jotka syötetään laitteelle esim. RS232-yhteyden välityksellä. Itse komennot tulevat luultavimmin olemaan ainakin osaksi laitekohtaisia, eli tämä moduuli on myös toteutettava laitekohtaisesti.

Hallintajärjestelmän prototyypissä ilmoitusten tekemiseen käytettiin A-Link 3GU-GSM-modeemia [10], jota ohjattiin LabView:n kautta sarjaporttikirjastoa hyödyntämällä. Ilmoituskäskyn saapuessa moduuli muotoilee sen tekstiviestiksi PDU-formaatin mukaisena merkkijonona [40], joka kirjoitetaan yhdessä lähetyksikäskyn kanssa modeemin sarjaporttiin. Vastaanottajan puhelinnumero on syötetty moduulille LabView:n käyttöliittymän kautta.

GSM-tyyppinen yhteys on sovellusohjelman kannalta helppo, koska se nojaa RS232-toiminnallisuuteen. Jos sen sijaan päätetään käyttää jotain muuta yhteystyyppiä, esim. Bluetoothia tai TCP/IP:tä, tarvitaan ohjelmakirjasto, joka tukee kyseistä teknologiaa. Tämä voi vaikuttaa ohjelmointiympäristön valintaan ja se on huomioitava mahdollisimman aikaisessa vaiheessa.

## Vaatimuksista

Päällimmäinen vaatimus koko järjestelmälle - anturilaitte mukaan lukien - on autonomisuus: järjestelmän normaalitoiminta ei saa vaatia käyttäjän huomiota. Loput vaatimukset seuraavat enemmän tai vähemmän suoraan tästä. Valitettavasti

näiden esittäminen yleisellä tasolla on vaikeaa, koska monet vaatimuksista ovat sidottuja yksittäisten komponenttien toimintaan. Esimerkiksi tiedonsiirto päätettiin prototyypissä toteuttaa Bluetooth-tyyppisellä yhteydellä, mutta samasta tehtävästä suoriuduttaisiin myös esim. Zigbee- tai XBee-tekniologialla [8]. On mahdollista, että näitä käytettäessä ei ilmenisi samoja ongelmia ratkaistavaksi kuin Bluetoothin kohdalla, ja päinvastoin.

Lähdetään liikkeelle anturilaitteesta. Jotta tiedonvälitys PC-päätteelle voidaan käynnistää, on anturilaitte saatettava vastaanottotilaan, ts. että se odottaa yhteydenottoa PC:n Bluetooth-lähettimeä. Tämän on tapahduttava ilman käyttäjän toimenpiteitä, heti kun laitteeseen on kytketty virta. Vastaanottotilaan siirtyminen vaatii komentomerkkijonojen lähettämistä anturilaitteen Bluetooth-sirulle UART-väylän kautta. Komennot luonnollisesti riippuvat lähettimeen valmistajasta ja mallista.

Bluetooth-spesifikaation mukaan yksi Bluetooth-laite voi ylläpitää korkeintaan seitsemää yhteyttä kerralla, ja sen on tällöin toimittava ns. *master*-tilassa. Jos laite ei ole *master*-tilassa, se on *slave*-tilassa. *Master*- ja *slave*-tilat määräytyvät sen mukaan, yrittääkö laite avata yhteyden toiseen laitteeseen, vai odottaako se yhteydenottoja muilta laitteilta. Yhteydenottajasta tulee aina yhteysparin *master*. [17, s.42-45] [5, s.20-21] Hallintajärjestelmän PC-päätteen on siis selvästi oltava *master*-laite, koska sen on oltava yhteydessä kaikkiin käytettävissä oleviin anturilaitteisiin. Tästä seuraa edelleen, että anturilaitteiden on aloitettava vastaanottotilassa, koska ne ovat *slave*-laitteita.

Tietoliikenneyhteyden avaaminen on siis PC-päätteen vastuulla. Valitettavasti laitteella ei ole mitään tapaa tietää, onko jokin tietty anturilaitte päällä vai pois päältä. Sen on siis yritettävä yhteydenottoa säännöllisin väliajoin, kunnes yhteydenmuodostus onnistuu. Jälleen kerran, tähän ei saa sitoa käyttäjän resursseja, eli prosessi on automatisoitava. PC-päätteen on myös havaittava, jos yhteys anturilaitteeseen katkeaa. Kommunikaatioon käytetty teknologia - kuten Bluetooth - saattaa tarjota tähän valmiita työkaluja, mutta esim. tämän projektin tapauksessa näin ei ollut. Yhteyden katketessa se on pyrittävä palauttamaan välittömästi, ja tapahtumasta on myös syytä informoida käyttäjää.



Kuva 39: Bluegiga Technologies Oy:n valmistama WT12-merkkinen Bluetooth-moduli.



Useat Bluetooth-yhteyden mahdollistavat moduulit (kuten kuvan 39 WT12) tarjoavat RS232-protokollaa käyttävän yhteydenmuodostuksen toisiin Bluetooth-laitteisiin. Sulautetun järjestelmän kannalta sen päällimmäinen hyöty on siinä, että RS232-yhteyden toteuttaminen ei vaadi suurikokoista sovelluskirjastoa, toisin kuin esim. täydellisen Bluetooth-protokollan toteuttava yhteys [44]. Tämä pienentää anturilaitteen mikrokontrollerin muistivaatimuksia ja sovelluskehitysaikaa huomattavasti.

PC-pääte kerää yhteen kaikkien anturilaitteiden datan ja siitä pystyy näin ollen valvomaan koko järjestelmän tilaa. PC-laite ei kuitenkaan sovellu linkiksi käyttäjän ja järjestelmän välille: tapahtumien ja vikailmoitusten havaitseminen vaatisi tässä tapauksessa PC-päätteen jatkuvaa valvomista, mikä ei järjestelmän suunnittelussa työympäristössä ole käytännöllistä. Tärkeistä tapahtumista on ilmoitettava suoraan vastuuhenkilölle, hänen sijainnistaan riippumatta. Matkapuhelin on tähän tarkoitukseen hyvin soveltuva, koska käyttäjällä on todennäköisesti sellainen jo entuudestaan.

PC-päätteen ja matkapuhelimen välisen yhteydenpidon voi toteuttaa usealla tavalla. Yksinkertaisin tapa lienee käyttää GSM-verkkoa tekstiviestien lähettämiseen. PC-pääte varustetaan GSM-yhteyslaitteella, esim. matkapuhelimella tai GSM-modeemilla, ja kun ilmaantuu tarve tehdä ilmoitus, PC-pääte muotoilee sen tekstiviestiksi, joka lähetetään käyttäjän matkapuhelimeen. Hallintajärjestelmän prototyyppiä varten kehitettiin tällainen toteutus. Sen havaittiin olevan helppo ja nopea toteuttaa ohjelmistopuolella, ja tarvittavan laitteiston kustannukset olivat alhaiset. Se myös toimii kaikkien matkapuhelimien kanssa, jotka pystyvät vastaanottamaan tekstiviestejä. Systemi on kuitenkin käyttäjän kannalta jokseenkin kömpelö, koska tekstiviestit on näppäiltävä esiin puhelimen valikkojen alta. Tämä korostuu erityisesti silloin, kun viestejä saapuu monta lyhyen ajan sisällä. GSM-modeemeilla on myös rajoituksia sen suhteen, kuinka tiheään tahtiin ne pystyvät lähettämään tekstiviestejä [16].

Viestien vastaanottamista voidaan nopeuttaa *flash SMS*-viesteillä. Nämä ilmestyvät suoraan matkapuhelimen näytölle, ja näin ollen ne pystytään lukemaan välittömästi viestin saapumisen jälkeen. Flash-tyyppiset tekstiviestit eivät kuitenkaan tallennu puhelimen muistiin, eli viesti on ehdittävä lukemaan, ennen kuin seuraava viesti saapuu. Lisäksi kaikki matkapuhelimet eivät tue *flash SMS*-viestityyppejä. [40]

Joustavamman ilmoitusjärjestelmän voisi toteuttaa esim. hyödyntämällä uudempien matkapuhelimien kykyä liittyä langattomiin verkkoihin. Jos käyttökohteesta löytyy, tai sinne asennetaan WLAN-yhteyshmahdollisuus, voivat PC-pääte ja matkapuhelin kommunikoida toistensa kanssa verkon välityksellä.[8] [29] Viestien vastaanottamista ja esittämistä varten voitaisiin matkapuhelimelle luoda sovellusohjelma - esimerkiksi Java-kielellä, jota uudet matkapuhelimet tukevat laajalti [47] - joka voitaisiin räätälöidä juuri tämän sovelluksen tarpeisiin sopivaksi. Tällaisella järjestelmällä olisi myös helpompi toteuttaa kaksisuuntainen tiedonvälitys, eli matkapuhelimella pystyisi tarpeen vaatiessa esim. antamaan käskyjä PC-laitteelle. Tekstiviesteillä toimivaan järjestelmään verrattuna toteutus tulisi kuitenkin olemaan huomattavasti työläämpi.



## 4 Tulokset

Projektia varten rakennettujen kiihtyvyysanturien herkkyydet ovat valmistuskappaleesta riippuen välillä 600-1200 mV/g. Painoa kasvattamalla saatiin aikaan selkeä nousu herkkyydessä, mutta toisaalta anturin spesifisyys kärsii (hyvin marginaalisesti). Vaikka herkkyyden riippuvuutta ei vähäisten testikappaleiden perusteella voi todeta lineaariseksi massan suhteen, sillä näyttäisi kuitenkin olevan tämän suuntainen vaikutus. Anturien taajuusvasteen osalta niiden voidaan katsoa soveltuvan BKG-mittauksiin, sillä vaste on riittävän tasainen halutulla taajuusalueella.

Anturien herkkyyks asettaa ne samaan kategoriaan markkinoilta saatavien IC-pohjaisten kiihtyvyysanturiratkaisujen kanssa. Esimerkiksi tämän työn mittauksissa käytetty VTI:n SCA-610 omaa 1333 mV/g:n herkkyyden. Tämän ominaisuuden nojalla itse valmistetulla anturilla ei näyttäisi olevan etua valmiisiin toteutuksiin nähden. Sen sijaan niillä on valmISRatkaisuihin verrattuna kaksi selkeää heikkoutta, jotka liittyvät niiden valmistukseen. Ensinnäkin anturien ominaisuuksia on vaikea saada keskenään yhtenäisiksi, koska ne tehdään käsityönä, ja koska peruskomponenttina toimivat pietsokiteet eroavat komponenttiarvoiltaan toisistaan merkittävästi - komponentit on tarkoitettu käytettäväksi summereina tai vastaavanlaisissa äänentoistosovelluksissa, ja nähtävästi valmistajat eivät ole huolissaan yksilöiden välisistä eroista. Toiseksi koska valmistus tapahtuu käsityönä ja siinä on useita valmistusvaiheita, on anturin lopullinen kustannus huomattavasti korkeampi, kuin halvat materiaalikustannukset ehkä antaisivat ymmärtää. Lisäksi antureilla pystytään mittaamaan vain yhtä akselia kerrallaan, kun taas useissa IC-ratkaisuissa on saatavilla kaksi- tai kolmiakselisia antureita. Pietsoantureilla on myös suuri vaikutus laitetoteutuksen kokoon, koska anturit on saatava mahtumaan koteloon toisiaan vastaan kohtisuoraan aseteltuna. Hyödyt huomioon ottaen on IC-kiihtyvyysanturien soveltuvuutta projektin tarpeisiin syytä tutkia tarkemmin.

Laitekotelon kiinnitystapoja tutkittaessa selvisi, että vaikka kiinnitystapa vaikuttaa signaalin voimakkuuteen, on se muihin mekaanisiin tekijöihin verrattuna hyvin pieni. Tältä osin kiinnitystavasta ei kannata kantaa liialti huolta. Samoin tapa, jolla anturit kiinnitetään koteloon, on signaalin kannalta melko merkityksetön. Ruuvit antavat parhaan kontaktin ja anturi pysyy varmemmin paikallaan, mutta ruuvipesät ja muu kiinnitysmekanismiin liittyvä kasvattavat laitteen kokoa.

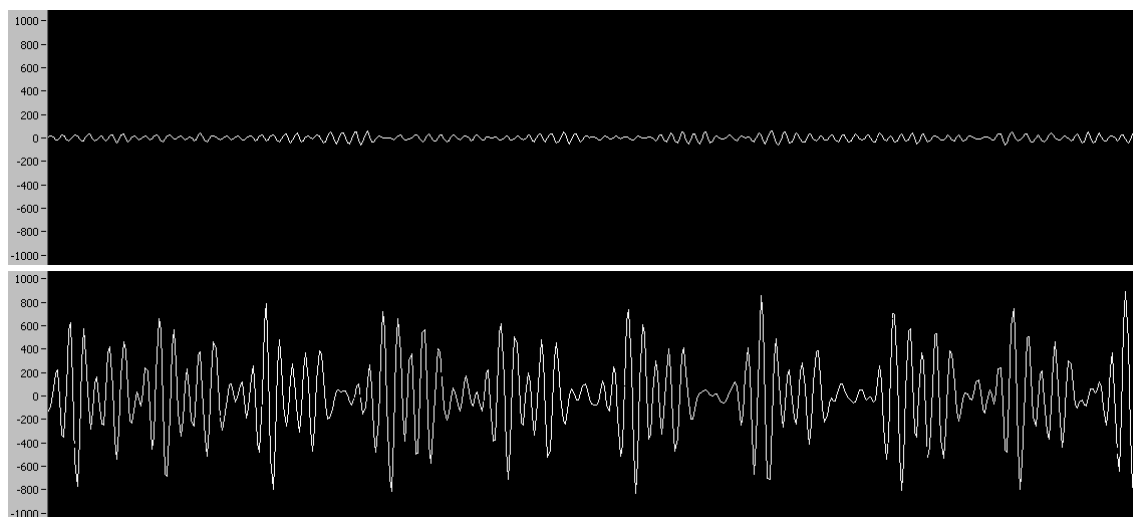
Projektissa havaittujen puutteiden nojalla on kuitenkin todettava, että liiallinen paneutuminen kotelointiin ja muuhun mekaaniseen toteutukseen ei tässä vaiheessa ole tarkoituksenmukaista. Muutokset anturien tyypissä - esimerkiksi IC-tyyppisiksi - tai lukumäärässä muuttaisivat suuresti koteloinnin tarpeita. Edelleen digitaalisen signaalinkäsittelyn suoritustehovaatimukset ovat toistaiseksi tuntemattomat, ja niitä varten saatetaan joutua tekemään muutoksia piiritoteutukseen esim. uuden mikroprosessorin muodossa. Tämä jälleen muuttaa koteloinnin tarpeita.

Yksinkertaistettuun kovarianssiin perustuvan paikallaolontunnistuksen ongelmista saatiin selkeää näyttöä erilaisten mittausten kautta. Ensimmäinen heikkous on, että algoritmi vaatisi toimiakseen hyvän erottelun vaaka- ja pystysuuntaisten värähtelyjen kesken, mutta nykyinen mittaustapa ei pysty tätä tarjoamaan. Toinen on oletus siitä, että sydämenlyöntien aiheuttamat kiihtyvyydet rajautuisivat pääosin

sängyn tason suuntaan. Tämä on tulosten valossa todettava virheelliseksi.

Ongelma ei kuitenkaan ole suoranaisesti ratkaistavissa elektroniikkasuunnittelun keinoin: Mittauksissa pystyttiin osoittamaan, että itse anturit pystyvät riittävän hyvin ym. erotteluun ja näin ollen niitä ei voida pitää ongelman varsinaisena lähteenä. Värähtelysuuntien “sekoittuminen” on joko signaalinlähteen (makaava ihminen) ominaisuus tai sängyn mekaanisten ominaisuuksien aiheuttamaa. Edellistä tukee potilaan asennon ja jälkimmäistä anturien kiinnityskohdan selkeä vaikutus värähtelysuuntaan. Suunnittelijalla vaikuttaisi olevan huonosti keinoja näihin vaikuttamiseksi. Sen sijaan, että näitä tekijöitä pyrittäisiin hallitsemaan nykyisen korrelaatiomenetelmän pelastamiseksi, voidaan esittää, että uuden lähestymistavan etsiminen tunnistusalgoritmin kohdalla on perusteltua.

Vaikka seikkaperäisiä ehdotuksia signaalinkäsittelymenetelmän jatkokehityksen suunnasta ei ole tämän työn puitteissa annettavissa, kuva 40 voisi toimia yhtenä lähtökohtana sellaiselle. Kuvassa on kaksi signaalia, joita on käsitelty kaikilla laitteen käyttämillä suodattimilla. Ylempi kuva on tyhjästä sängystä, alempi täydestä. Huomattavan amplitudieron (skaala on kuvaajissa sama) lisäksi alemmassa kuvassa toistuva BKG-käyrä tekee siitä myös selkeästi säännönmukaisemman.



Kuva 40: Sängyanturin signaali, kun sänky on tyhjä (ylhällä) ja kun sängyssä makaa joku (alhaalla). Huomaa että amplitudit ovat samassa skaalassa.

Muun tutkimuksen ohella selvitettiin anturisignaalin voimakkuuteen vaikuttavia tekijöitä, joista laitteiston puolella merkittävimmät ovat anturin lisäpaino, anturin kapasitanssi ja tämän sovitus mittaussiirin varausvahvistimen kanssa. Näihin pystytään vaikuttamaan jossain määrin elektroniikkasuunnittelulla, mutta suunnittelijasta riippumattomat tekijät (pietsokomponentin valmistus) rajoittavat identtisten signaalikäsittelykanavien toteutusta kahdelle tai useammalle eri anturille. Kun tähän lisätään aikaisemmin mainitut signaaliampitudiin vaikuttavat tekijät, eli sänky ja potilaan asento, on todettava, ettei signaalin amplitudin hallitsemiseen - ainakaan tällä hetkellä - näytä olevan realistisia keinoja.

Tällä on lievempiä vaikutuksia itse laitteen toteutuksen kannalta: Laitteen käyt-

töjännitteen sallima dynaaminen alue on hankala mitoittaa tarpeiden mukaiseksi, koska BKG-signaalin huippuamplitudi voi em. tekijöistä johtuen muuttua suuresti. Tällaiseen tapaukseen törmättiin jo projektin mittausten aikana, kun tietynlaisella mittaussäätelyllä BKG-signaali ei mahtunut laitteen 5V:n käyttöjännitteen tarjoamalle alueelle, vaan aiheutti vahvistimen saturoitumisen. Tämä puoltaa säädettävän vahvistuksen implementoimista laitteeseen, tai vaihtoehtoisesti vahvistuksen pienentämistä ja näytteistysresoluution kasvattamista.

Ehkäpä merkittävämpi vaikutus koskee kuitenkin digitaalista signaalinkäsittelyä. Sen algoritmeja suunniteltaessa tulisi pyrkiä välttämään suoraan signaaliampplitudiin perustuvia menetelmiä. Kuten jo todettiin, amplitudivaihtelua on vaikea hallita ja vaihteluväli on parhaillaan todella suuri (esim. yksinään kiinnityskohta voi aiheuttaa 100-300% muutoksen).

Lisäksi korrelaatioalgoritmiin liittyen on vielä todettava, että anturin ominaisuudet ja signaalinkäsittelylohkon mitoitukset vaikuttavat vahvistuksen lisäksi myös vaihe-eroon, mikä johtaa väistämättä siihen, että mittauskanavien signaalit eivät tule olemaan keskenään samassa vaiheessa. Tämä saattaa olla pulmallista, koska esim. nykyisellä menetelmällä korrelaatiota tutkitaan vakioviiveellä.

Järjestelmä johon anturilaitte kytketty toteutettiin alunperin LabView-ympäristössä. LabView sisältää hyvät työkalut datan keräämiseen, analysointiin, tallentamiseen ja esittämiseen reaaliajassa, ja sillä pystyy pienellä vaivalla luomaan mittauskäyttöön soveltuvan järjestelmän. Sänkyanturijärjestelmä ei kuitenkaan lopulliselle käyttäjälleen ole varsinaisesti mittalaitte. Dataa ei ensisijaisesti ole tarve tallentaa mihinkään, sen analysointi pyritään tekemään itse mittalaitteella ja sen esittäminen tietokoneen ruudulla ei hyödytä käyttäjää lainkaan. Lopullisen järjestelmän painopiste on ennemminkin vikasietoisuudessa ja matalan tason toiminnallisuudessa, joka ohjaa anturilaitteen tietoliikennettä, sekä muita PC-laitteeseen kytkettyjä järjestelmiä. Tämänäköinen tietorakenteiden käsittely ja perinteinen, C-tyylinen proseduraalinen ohjelmointi eivät sovi parhaiten LabView:n vahvuuksiin.

Sovellusohjelman vaatimukset näyttäisivät puoltavan monisäikeisyyttä tukevaa ohjelmointikieltä, jolle on saatavilla kirjasto RS232-yhteyttä varten, ja jolla pystyy luomaan - mieluiten mahdollisimman pienellä vaivalla - graafisia käyttöliittymiä. Lisähyötyä toisivat ohjelmistokirjastot esim. langattomia kommunikaatioteknologioita (esim. Bluetooth), sekä verkkoliikennettä (esim. TCP/IP) varten. Tällaisia vaatimuksia vähintään kohtuullisesti täyttäviä ohjelmointikieliä ovat mm. Java, C# ja Python [36] [31] [12] [26].

## 5 Yhteenveto

Sovelletun elektroniikan laboratoriossa on kehitetty sänkyanturijärjestelmä potilaan elintoimintojen monitoroimiseksi. Laite perustuu kiihtyvyysantureilla tehtäviin mittauksiin ja sydämen toiminnan sänkyyn kohdistamiin mekaanisiin voimiin. Toteutuksen etuina vastaavanlaisiin laitteisiin nähden ovat yksinkertaisuus ja helppo asennettavuus, koska laitteen ei tarvitse olla kontaktissa potilaan kanssa, eikä sänkyyn tarvitse pienen laitekotelon lisäksi tuoda ylimääräistä laitteistoa.

Projektin jatkokehityksen kannalta olisi kriittistä suorittaa järjestelmällä kliinisiä testejä. Näin saataisiin selkeämpi kuva siitä, mihin osa-alueisiin tulisi keskittyä tulevaisuudessa. Kliinisissä testeissä järjestelmää haluttaisiin käyttää tunnistamaan potilaiden sängystä poistumisia. Tämä oli laitteen toiminnoista ainoana välittömästi hyödynnettävissä käytännölliseen tehtävään.

Kyseinen toiminto ei kuitenkaan ole saavuttanut riittävää luotettavuutta, jotta sitä olisi järkevää käyttää oikeassa toimintaympäristössä. Työssä käsiteltiin sängystä poistumisen tunnistuksessa käytetyn menetelmän ongelmia analysoimalla siihen vaikuttavia, sekä laitteen sisäisiä että ulkoisia tekijöitä.

Sisäisistä tekijöistä tutkittiin tarkemmin antureiden ominaisuuksia, signaalivahvuuteen vaikuttavia tekijöitä sekä anturien kykyä erottaa pysty- ja vaakasuuntaiset kiihtyvyydet toisistaan. Näistä tehtyjen havaintojen perusteella todettiin antureilla olevan hyvä herkkyys kaupallisesti tarjolla oleviin kiihtyvyysantureihin verrattuna ja riittävä erottelukyky kiihtyvyyssuunnissa. Kaupallisille toteutuksille anturit häviävät valmistettavuudessa (ne tehdään käsityönä), koossa ja teknisten ominaisuuksiensa vaihtelevaisuudessa.

Ulkoisten tekijöiden kohdalla keskityttiin sängyn ja laitekotelon kiinnityksen vaikutuksiin. Mittauksissa havaittiin, että sängyllä ja laitteen kiinnityskohdalla oli suuri vaikutus siihen, kuinka voimakkaana BKG-signaali havaitaan ja mihin värähtelysuuntiin se jakautuu. Myös koehenkilön asentoa muuttamalla saatiin aikaiseksi samanlainen vaikutus. Tulokset eivät tue oletusta, jonka mukaan BKG-signaali kytkeytyisi pääsääntöisesti vain toiseen värähtelysuuntaan (so. pysty- tai vaakasuuntaan). Sängystä poistumisen tunnistava algoritmi perustuu kyseiseen oletukseen.

Signaalivoimakkuuteen vaikuttavia tekijöitä löydettiin useita, joihin suunnittelijalla ei ole käytännöllisiä tapoja vaikuttaa. Tällä on seuraamuksia DSP-algoritmien toimivuudelle, koska ne on tällä hetkellä viritetty tietyn suuruista signaalitasoa varten.

Työn aikana saatiin siis näyttöä sille, että nykyisen paikallaolontunnistuksessa käytetyn menetelmän vaatimat olosuhteet eivät käytännössä toteudu kuin erityistapauksissa. Tähän syypäänä olevien tekijöiden eliminoimiseen ei vaikuta olevan yksinkertaisia ratkaisuja. Jatkoa ajatellen onkin päätettävä, halutaanko nykyinen menetelmä (joka yksinkertaisuudessaan on tietysti houkutteleva) yrittää pelastaa pyrkimällä luomaan algoritmille suotuisimmat olosuhteet, vai ryhdytäänkö kehittämään kokonaan uutta menetelmää. Myös kaupallisten IC-tyyppisten kiihtyvyysanturien soveltuvuutta tehtävään on syytä tutkia, koska niillä on selkeitä etuja nykyiseen anturiin verrattuna.

## Viitteet

- [1] Tactile feedback solutions using piezoelectric actuators (Part 1 of 2). Verkkodokumentti. Viitattu 31.01.2011. Saatavissa: <http://www.eetimes.com/design/medical-design/4210828/Tactile-feedback-solutions-using-piezoelectric-actuators--Part-1-of-2->.
- [2] VTI Technologies Oy. SCA620 Series Accelerometer. Verkkodokumentti. Viitattu 17.12.2010. Saatavissa: [http://www.vti.fi/midcom-serveattachmentguid-97369a0919e2987f574d12a7f1f41e45/DN\\_accelerometer\\_sca620\\_260804.pdf](http://www.vti.fi/midcom-serveattachmentguid-97369a0919e2987f574d12a7f1f41e45/DN_accelerometer_sca620_260804.pdf).
- [3] Vives, A.A. ja Arnau, A. *Piezoelectric transducers and applications*. Springer, 2004. 319 s. ISBN 9783540209980.
- [4] Axelson, J. *Serial Port Complete : COM Ports, USB Virtual COM Ports, and Ports for Embedded Systems (2nd Edition)*. Verkkodokumentti. Viitattu 18.01.2011. Saatavissa: <http://site.ebrary.com/lib/aalto/docDetail.action?docID=10195627>.
- [5] Miller B. A. ja Bisdikian, C. *Bluetooth revealed*. USA, Upper Saddle River, Prentice-Hall, 2002. 362 s. ISBN 0-13-067237-8.
- [6] Chen, W., Zhu, X., Nemoto, T., Kitamura, K., Sugitani, K. ja Wei, D. Unconstrained monitoring of long-term heart and breath rates during sleep. *Physiological Measurement*, 2008, vol. 29, s. 1-10.
- [7] Physik Instrumente (PI) GmbH & Co. *Piezo Mechanics Tutorial: Fundamentals of Piezoelectricity and Piezoelectric Actuators*. Verkkodokumentti. Viitattu 31.01.2011. Saatavissa: [http://www.physikinstrumente.com/tutorial/4\\_15.html](http://www.physikinstrumente.com/tutorial/4_15.html).
- [8] Dishongh, T., McGrath, M. ja Kuris, B. *Wireless Sensor Networks for Healthcare Applications*. Artech House, 2009. 258 s. ISBN 9781596933064.
- [9] Doebelin, E. *Measurement Systems : Application and Design*. USA, Boston, McGraw-Hill Education, 2003. 1078 s. ISBN 0-07-119465-7.
- [10] A-LINK Europe. 3G Turbo USB adapter. Verkkodokumentti. Viitattu 17.12.2010. Saatavissa: <http://www.a-link.com/3GU.html>.
- [11] Fishbane, P. M., Gasiorowicz, S. ja Thornton, S. T. *Physics for scientists and engineers*. USA, Upper Saddle River, N.J, Pearson Prentice Hall, 2005. ISBN 0-13-191182-1.
- [12] Python Software Foundation. *The Python Standard Library*. Verkkodokumentti. Viitattu 18.01.2011. Saatavissa: <http://docs.python.org/release/2.6.6/library/index.html>.

- [13] Benedek, G. B. ja Villars, F. M. H. *Physics with illustrative examples from medicine and biology. Vol. 1, Mechanics*. USA, New York, AIP Press : Springer, 2000. 548 s. ISBN 0-387-98952-8.
- [14] Gubner, R. S., Rodstein, M. ja Ungerleider, H. E. Ballistocardiography; an appraisal of technic, physiologic principles, and clinical value. *Circulation*, 1953. Vol. 7:2. S. 268-286. ISSN 0009-7322.
- [15] Trietley, H. L. *Transducers in mechanical and electronic design*. USA, New York, Dekker, 1986. 374 s. ISBN 0-8247-7598-8.
- [16] Developer's Home. SMS Tutorial: Introduction to GSM / GPRS Wireless Modems. Verkkodokumentti. Viitattu 18.01.2011. Saatavissa: <http://www.developershome.com/sms/GSMModemIntro.asp>.
- [17] Bray, J. ja Sturman, C. F. *Bluetooth : connect without cables*. USA, Upper Saddle River, Prentice Hall PTR, 2001. 495 s. ISBN 0-13-089840-6.
- [18] Proakis, J. G. ja Manolakis, D. G. *Digital signal processing : principles, algorithms and applications*. USA, Upper Saddle River NJ, Pearson/Prentice Hall, 2007. 1004 s. ISBN 0-13-187374-1.
- [19] Webster, J. G. *The measurement, instrumentation, and sensors handbook*. USA, Boca Raton FL, Crc, 1999. 2630 s. ISBN 0-8493-8347-1.
- [20] Milton, J. S. ja Arnold, J. C. *Introduction to probability and statistics : principles and applications for engineering and the computing sciences*. New York, McGraw-Hill, 1995. 736 s. ISBN 0-07-042623-6.
- [21] Clark, J. W. ja Webster, J. G. *Medical instrumentation : application and design*. USA, New York, Wiley, 1998. 691 s. ISBN 0-471-15368-0.
- [22] Jacobs, J.L., Embree, P., Gleib, M., Christensen, S. ja Sullivan, P.K. Characterization of a novel heart and respiratory rate sensor. *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2004. IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE, vol.1, s. 2223-2226.
- [23] Lankinen, K. *Ballistokardiografinen mittausjärjestelmä vuodemonitorointiin*. Diplomityö. Teknillinen korkeakoulu, elektroniikan, tietoliikenteen ja automaation tiedekunta. Espoo. 2009. 79 s.
- [24] Yamakoshi, K. In the spotlight: Bioinstrumentation. *Biomedical Engineering, IEEE Reviews in*, 2009. Vol. 2. S. 2-5. ISSN 1937-3333.
- [25] Farnell United Kingdom. Kingstate KPSG-100 Loudspeaker. Verkkodokumentti. Viitattu 18.01.2011. Saatavissa: <http://uk.farnell.com/kingstate/kpsg-100/loudspeaker-piezo/dp/1193664>.
- [26] Liechti, C. pySerial v2.5 documentation. Verkkodokumentti. Viitattu 18.01.2011. Saatavissa: <http://pyserial.sourceforge.net/>.

- [27] Emfit Ltd. Fall And Wandering Alarms. Verkkodokumentti. Viitattu 18.01.2011. Saatavissa: [http://www.emfit.com/en/care/products\\_care/fall-and-wandering/](http://www.emfit.com/en/care/products_care/fall-and-wandering/).
- [28] Järvinen, M. *Tulevaisuusfoorumit 2005 : hyvä yhteiskunta kaikenikäisille*. Helsinki, Valtioneuvoston kanslia (Edita Prima), 2006. 59 s. ISBN 952-5354-98-9.
- [29] Maibaum, N. ja Mundt, T. Jxta: a technology facilitating mobile peer-to-peer networks. Mobility and Wireless Access Workshop. MobiWac 2002. International, 2002. s. 7-13.
- [30] McConnell, K.G. *Vibration testing: theory and practice*. John Wiley & Sons, 1995. 624 s. ISBN 9780471304357.
- [31] Microsoft. .NET Framework Class Library. Verkkodokumentti. Viitattu 18.01.2011. Saatavissa: <http://msdn.microsoft.com/en-us/library/ms229335>.
- [32] SPC multcomp. Piezo Element. Verkkodokumentti. Viitattu 18.01.2011. Saatavissa: <http://www.farnell.com/datasheets/360634.pdf>.
- [33] Mustajoki, P. Lääkärikirja Duodecim, Sydämen läppäviat. Verkkodokumentti. Viitattu 18.01.2011. Saatavissa: [http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p\\_artikkeli=dlk00081](http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=dlk00081).
- [34] Najjariyan, S., Dargahi, J. ja Mehrizi, A. A. *Artificial tactile sensing in biomedical engineering*. USA, New York, McGraw-Hill, 2009. 260 s. ISBN 9780071601511.
- [35] Oppenheim, A. V., Schafer, R. W. ja Buck, J. R. *Discrete-time signal processing*. USA, Upper Saddle River NJ, Prentice-Hall, 1999. 870 s. ISBN 0-13-083443-2.
- [36] Oracle. Java Platform, Standard Edition 6 API Specification. Verkkodokumentti. Viitattu 18.01.2011. Saatavissa: <http://download.oracle.com/javase/6/docs/api/>.
- [37] Finsor Oy. Solutions for Healthcare Researchers. Verkkodokumentti. Viitattu 18.01.2011. Saatavissa: [http://www.finsor.com/en\\_US/index.php?page=healthcare-researchers](http://www.finsor.com/en_US/index.php?page=healthcare-researchers).
- [38] VTI Technologies Oy. SCA610 Series Accelerometer/Inclinometer. Verkkodokumentti. Viitattu 17.12.2010. Saatavissa: [http://www.vti.fi/midcom-serveattachmentguid-3e9dbe96363583705f8e7d7923d5f9bc/SCA610\\_accelerometer\\_Rev\\_3.pdf](http://www.vti.fi/midcom-serveattachmentguid-3e9dbe96363583705f8e7d7923d5f9bc/SCA610_accelerometer_Rev_3.pdf).
- [39] Pollock, P. Ballistocardiography: a clinical review. Canadian Medical Association journal, 1957. Vol. 76:9. S. 778-783. ISSN 0008-4409.
- [40] Pettersson, L. SMS messages and the PDU format. Verkkodokumentti. Viitattu 17.12.2010. Saatavissa: <http://www.dreamfabric.com/sms/>.



- [41] Prasad, R. ja Deneire, L. *From WPANs to personal networks : technologies and applications*. USA, Boston, Mass., Artech House, London, 2006. 298 s. ISBN 1-58053-826-6.
- [42] Cobbold, R. S. C. *Transducers for biomedical measurements*. USA, New York, Wiley, 1974. 486 s. ISBN 0-471-16145-4.
- [43] Mitra, S. K. *Digital signal processing : a computer based approach*. USA, New York, McGraw-Hill Higher Education, 2006. 972 s. ISBN 0-07-286546-6.
- [44] Senese, B. Implementing wireless communication in hospital environments with bluetooth, 802.11b, and other technologies. Medical Device & Diagnostic Industry, Jul 2003.
- [45] Metra Mess und Frequenztechnik. Theory and Standards. Verkkodokumentti. Viitattu 18.01.2011. Saatavissa: <http://www.new.mmf.de/theory.htm>.
- [46] Metra Mess und Frequenztechnik. AN5E Application Note - Piezoelectric Accelerometers. Accelerometer characteristics. Verkkodokumentti. Viitattu 18.01.2011. Saatavissa: [www.mmf.de/pdf/an5e-accelerometer\\_characteristics.pdf](http://www.mmf.de/pdf/an5e-accelerometer_characteristics.pdf).
- [47] VisionMobile. Mobile Developer Economics 2010 and Beyond. Verkkodokumentti. Viitattu 18.01.2011. Saatavissa: <http://www.visionmobile.com/research.php>.
- [48] Young, H. ja Freedman, R. *Sears and Zemansky's university physics : with modern physics*. San Francisco, Pearson Addison-Wesley, 2007. ISBN 0-321-50130-6.



## A Mittaustulokset

f(Hz)	VIN(mV)	VTI(610)	VTI(620)	ANT(70n)	
15	1170	793		638	AVG4
15	1010	670		540	
15	940	625		500	
15	895	583		470	
15	800	510		415	
15	705	445		360	
15	590	360		285	
15	495	290		230	
15	400	225		180	
15	305	160		130	
15	190	90		75	
15	100	45		35	
12,5	1570	195		160	AVG16
12,5	1380	165		135	
12,5	1280	150		125	
12,5	1180	140		115	
12,5	1080	125		105	
12,5	980	115		95	
12,5	890	100		85	
12,5	790	90		75	
12,5	690	80		65	
12,5	590	65		55	
12,5	500	55		45	
12,5	400	45		35	
12,5	300	30		25	
12,5	200	22		17	
12,5	100	11		8	
12,5	50	6		4	
10	1470	64	56	54	AVG16
10	1370	61	52	51	
10	1280	56	48	46	
10	1180	51	45	43	
10	1080	48	41	40	
10	980	43	38	36	
10	880	38	34	32	
10	780	35	30	29	
10	680	30	26	25	
10	580	26	24	22	

10	480	22	20	19	AVG256
10	380	18	17	15	
10	300	14	13	12	
10	200	9	8	8	
10	100	6	5	4	

Taulukko 3: Herkkyysmittaukset 70n anturilla. *VIN* kertoo heilurille syötetyn siniaallon jännitteen, *VTI*(620) ja *VTI*(610) *VTI*:n kiihtyvyysanturien mitaamat jännitteet ja *ANT* pietsoanturin jännitteen. Kaikki jännitteet ovat huipusta-huippuun -jännitteitä. Kuudennen sarakkeen *AVG* viittaa oskilloskoopin keskiarvoistuksessa käytettyjen näytteiden lukumäärään.

f(Hz)	VIN(mV)	VTI(610)	VTI(620)	ANT(86n)	
20	1400	215	185	162	AVG16
	1310	201	174	152	
	1220	187	162	141	
	1120	174	150	131	
	1030	159	139	121	
	940	147	127	110	
	840	132	114	100	
	750	116	102	88	
	660	101	90	78	
	560	88	77	67	
	470	75	65	56	AVG256
	380	60	52	45	
	290	45	39	34	
	190	31	27	23	
	100	16	13	12	
15	1370	825	720	595	AVG4
15	1280	760	670	556	
15	1180	707	623	516	
15	1090	660	582	481	
15	1000	607	535	443	
15	920	556	490	405	
15	830	505	446	370	
15	730	458	403	334	
15	640	41	360	298	
15	550	360	318	263	
15	470	309	271	225	
15	370	247	218	180	

15	280	184	161	134	
15	190	119	104	86	AVG16
15	94	57	51	42	
15	47	28	25	21	
12,5	1360	184	162	135	AVG16
12,5	1270	170	150	125	
12,5	1180	156	139	115	
12,5	1090	141	127	104	
12,5	1000	129	115	95	
12,5	910	115	104	86	
12,5	820	103	93	77	
12,5	730	91	82	67	
12,5	640	79	72	59	
12,5	550	66	61	50	
12,5	460	55	51	41	
12,5	370	44	40	33	
12,5	280	33	30	24	AVG256
12,5	180	22	20	16	
12,5	93	11	10	8	
10	1400	57	52	43	AVG16
10	1310	53	48	40	
10	1220	50	45	38	
10	1120	45	41	34	
10	1030	41	38	32	
10	940	36	34	29	
10	840	33	30	26	
10	750	29	27	23	
10	660	26	24	20	
10	560	22	20	17	AVG256
10	470	19	17	14	
10	380	15	14	12	
10	290	12	11	9	

Taulukko 4: Herkkyysmittaukset 86n anturilla.

f(Hz)	VIN(mV)	VTI(610)	VTI(620)	ANT(24n)	
20	1280	157	135	139	AVG16
20	1180	145	126	130	
20	1090	136	117	120	
20	1000	125	107	109	
20	910	112	98	99	

20	820	102	88	85	
20	730	88	78	80	
20	640	77	69	70	
20	550	67	59	61	
20	460	56	50	51	
20	370	46	40	41	AVG256
20	280	34	30	30	
20	190	23	20	20	
20	90	11	10	10	
15	1010	480	408	427	AVG4
15	920	438	372	390	
15	820	395	336	352	
15	730	350	298	310	
15	640	303	258	268	
15	550	255	220	228	
15	460	212	182	188	
15	370	165	142	146	
15	280	115	99	103	AVG16
15	190	72	62	64	
15	90	31	28	29	
15	46	15	13	13	
12,5	1450	184	157	162	AVG16
12,5	1350	172	147	151	
12,5	1280	159	137	141	
12,5	1180	146	125	129	
12,5	1090	134	114	118	
12,5	1000	122	105	108	
12,5	910	110	95	98	
12,5	820	99	86	89	
12,5	730	88	77	79	
12,5	640	78	68	69	
12,5	560	67	58	60	
12,5	460	56	49	50	
12,5	370	45	40	40	
12,5	280	33	29	30	AVG256
12,5	180	22	19	20	
	90	11	9	9	
10	1450	67	58	59	AVG16
10	1360	62	55	56	
10	1280	58	51	52	

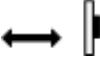




10	1180	54	48	48	
10	1100	50	44	44	
10	1000	45	40	40	
10	910	40	37	37	
10	820	38	33	33	
10	720	33	29	29	
10	640	30	26	26	
10	550	24	22	22	AVG256
10	460	20	18	18	
10	370	17	15	14	
10	280	12	11	11	
10	190	9	8	7	

Taulukko 5: Herkkyysmittaukset 24n anturilla.



f(Hz)	VIN(mV)	VTI(610)	VTI(620)	ANT(27n)	
15	1350	855		361	AVG4
15	1270	802		338	
15	1180	750		317	
15	1100	704		297	
15	1000	653		276	
15	930	603		255	
15	840	556		234	
15	760	500		212	
15	670	450		190	
15	580	393		164	AVG32
15	485	335		140	
15	390	270		113	
15	295	202		85	
15	200	133		55	
15	100	63		26	
15	48	31		13	
f	VIN	VTI(610)	VTI(620)	ANT(27n-B)	
15	1340	830		425	AVG4
15	1170	735		375	
15	1000	636		325	
15	830	540		276	
15	663	440		226	
15	484	333		170	AVG32
15	296	208		106	
15	100	68		34	

15	49	34		17	
----	----	----	--	----	--

Taulukko 6: Herkkyysmittaukset 27n antureilla.

f(Hz)	VIN	VTI(610)	ANT(70n)	
15	400	289	235	AVG16
15	300	215	174	
15	200	139	114	
15	100	67	54	
15	50	31	25	
Suunta				
15	386	265	(ei siniaaltoja)	
15	300		–	
15	200		–	
15	100		–	
15	50		–	
Suunta				
15	383	290	3	
15	200	199	2	
15	100	80	1	
Suunta				
15	355	114	91	AVG256
15	270	86	69	
15	180	56	44	
15	90	30	22	
Suunta				
15	355	120	8	
15	267	91	6	
15	178	62	5	
15	90	31	3	
15	45	17	1	
Suunta				

Taulukko 7: Poikittaisherkyysmittaukset 70n anturilla.

f(Hz)	VIN	VTI(610)	ANT(24n)	
15	353	112	97	AVG256
15	267	86	75	
15	178	60	51	
15	90	33	26	
Suunta				
15	354	112	12	
15	267	85	8	
15	178	54	5	
15	88	27	2	
Suunta				

Taulukko 8: Poikittaisherkkyyssmittaukset 24n anturilla.



f	VTI(620)	ANT(24n)
10	60	60
10,5	60	61
11	60	60
11,5	60	61
12	60	60
12,5	60	61
13	60	61
13,5	60	61
14	60	61
14,5	60	61
15	60	61

Taulukko 9: Taajuusvastemittaus 24n anturilla. Pyrkimyksenä on ollut osoittaa, ettei taajuusvasteessa ole merkittäviä muutoksia mittauskaistalla (10-15 Hz).

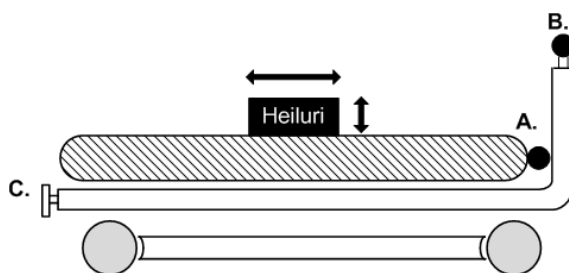
f	VTI(620)	ANT(86n)
10	60	48
11	60	49
12	60	49
13	60	49
14	60	49
15	60	49
16	60	49

17	60	50
18	60	50
19	60	50
20	60	50

Taulukko 10: Taajuusvastemittaus 86n anturilla.

Kiinnitys	f(Hz)	Heiluri(mV)	Anturi(V)
sinitarra	15	256	2,24
kp-teippi	15	260	2,26
kotelo, g-clamp	15	264	2,10
			
sinitarra	15	452	2,52
kp-teippi	15	460	2,84
kotelo, g-clamp	15	464	2,88
			

Taulukko 11: Kiinnitystavan testaus puusängyllä. Mittauksilla haluttiin selvittää, syntyykö signaaliampitudissa merkittäviä muutoksia kiinnitystavan vaihtuessa. Heilurin kiihtyvyyssanturin tuottama lukema on listattu erikseen jokaiselle mittaustulokselle, koska heilurin amplitudilla oli tapana vaeltaa mittauksen aikana. Anturit kiinnitettiin keskelle sängyn päätä.



Kuva 41: Havainnepiirros potilassängyllä tehdyistä mittauksista. Merkinnät A,B ja C ovat kiinnityspaikkoja, joihin viitataan alla olevissa taulukoissa. A ja B ovat metalliputkia ja C levymäinen metallirakenne.

Kiinnitys	f(Hz)	Heiluri(mV)	Anturi(V)
A. kp-teippi	15	66	970
A. sinitarra	15	64	1060



A. kotelo, c-clamp	15	66	1060
B. kotelo, c-clamp	15	68	>5000
C. kp-teippi	15	78	1090
C. kotelo, g-clamp	15	70	1040

Taulukko 12: Kiinnitystavan testaus potilassängyllä. Kiinnityskohdassa B signaaliampplitudi ei mahtunut anturilaitteen mittaalueelle (0-5V).

Kiinnitys	Mittaussuunta	f(Hz)	Heiluri(mV)	Anturi(V)
Heiluri vaakasuunnassa:				
A. sinitarra	vaaka	15	68	1630
A. sinitarra	pysty	15	68	1760
A. kotelo, c-clamp	vaaka	15	72	1180
A. kotelo, c-clamp	pysty	15	72	1700
B. kotelo, c-clamp	vaaka	15	74	1240
B. kotelo, c-clamp	pysty	15	68	3600
Heiluri pystysuunnassa:				
A. kotelo, c-clamp	vaaka	14	30	860
A. kotelo, c-clamp	pysty	14	30	900
B. kotelo, c-clamp	vaaka	14	32	670
B. kotelo, c-clamp	pysty	14	32	4700

Taulukko 13: Mittauksia tehdessä havaittiin, että anturit poimivat värähtelyä tehokkaasti myös heilurin värähtelysuuntaa vasten kohtisuoralla akselilla. Tässä mittauksessa on verrattu pysty- ja vaakasuunnissa havaittuja signaaliampplitudeja keskenään. Heiluria on käytetty sekä pysty- että vaakasuunnassa.